

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra Kybernetiky a Biomedicínského inženýrství

**Vývoj rozšíření nástrojů pro segmentaci a volumetrii tumoru mozku
snímků v prostředí FOTOM-NG za účelem následného vyhodnocení
zájmových objektů.**

Development and dissemination of tools for segmentation and
volumetry brain tumor imager in the environment FOTOM-NG for
subsequent evaluation of objects of interest.

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Mariana Kolářová**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Vývoj a rozšíření nástrojů pro segmentaci a volumetrii tumoru mozku
snímků v prostředí FOTOM-NG za účelem následného vyhodnocení
zájmových objektů**
**Development and Dissemination of Tools for Segmentation and
Volumetry Brain Tumor Images in the Environment FOTOM-NG
for Subsequent Evaluation of Objects of Interest**

Zásady pro vypracování:

1. Obecné principy segmentace a volumetrie mozku.
Stručně - cílem je uvedení do oblasti segmentace a volumetrie mozku.
2. Specifická problematika segmentace a volumetrie mozku.
Stručně - formulovat s ohledem na potřebu zavedení pojmů pro následující řešení.
3. Princip ("algoritmus") hodnocení segmentace a volumetrie mozku ze snímku MR lékařem.
Popis postupu lékaře při hodnocení snímku, jaké jevy, oblasti na snímku hledá a jak je eventuálně hodnotí - kvalitativně, kvantitativně.
4. Zpracování obrazu v systému FOTOM-NG.
S ohledem na postup lékaře, tj. "co hledá lékař v obraze", posoudit možnosti použití systému pro napodobení tohoto algoritmu experimentováním s vybranými snímky.
5. Automatizované zpracování vybraných snímků systémem FOTOM-NG a zhodnocení výsledků.
Pokud se ukáží výsledky dosažené v bodu 4 jako nadějně, provést zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně, porovnat s hodnocením provedeným standardně lékařem.
6. Statistické zhodnocení výsledků pro vybranou skupinu pacientů.
Provést statistické zhodnocení výsledků metodami matematické statistiky na souboru dat pacientů, provést diskusi výsledků s ohledem na použité metody statistického zpracování.
7. Celkové zhodnocení výsledků dosažených v diplomové práci.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] LITSCHMANNOVÁ, Martina. *Úvod do statistiky*. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2011. Dostupné z: <http://mi21.vsb.cz/modul/uvod-do-statistiky>.
- [2] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. 1.vyd. Brno: Computer Press, a.s., 2010.ISBN 978-80-2513-296-8, EAN 9788025132968. Knihy vydané prostřednictvím www.vydejteknihu.cz.
- [3] KLÁSEK, Pavel. *Segmentace základních částí lidského mozku v MR datech*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.
- [4] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálu a obrazu*. Pracovní verze skriptu v tisku pro studenty. Praha: ČVUT v Praze, 1999. 116 s.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

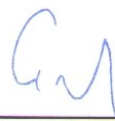
Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lačezar Ličev, CSc.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.

Uvedla jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Bc. Mariana Kolářová

.....
Bc. Mariana Kolářová

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2015

Poděkování

Děkuji vedoucímu své diplomové práce Doc. Ing. Lačezarovi Ličevovi, Csc. za podporu, rady a konzultace při tvorbě práce. Dále děkuji za pomoc Ing. Lence Skanderové a Ing. Janu Tomečkovi při tvorbě praktické části diplomové práce. Velké díky patří taktéž panu MUDr. Jaroslavovi Havelkovi za pomoc s lékařskými termíny a složitostmi snímků z magnetické rezonance. Mé poděkování nesporně také patří mé rodině, za trpělivost a podporu během psaní diplomové práce.

Abstrakt

Cílem diplomové práce je návrh a realizace nástrojů pro zpracování obrazu v programu FOTOM^{NG}. Nástroj má sloužit ke zpracování obrazu ze snímků magnetické rezonance a následné volumetrii hledaného objektu na snímku. Tento nástroj může být nápomocný při lokalizaci patologických objektů v lidském těle. Celý modul bude naprogramován v jazyce Java na platformě NetBeans a naimplementován do programu FOTOM^{NG}. Tato práce se konkrétně zabývá lokalizací a volumetrii tumoru mozku. Jedná se pouze o nádory ohraničené, protože nádory rostoucí difúzně není možno lokalizovat. U nádoru se snažíme zjistit plochu v jednom snímku a celkový objem nádorové masy. Lokalizaci provádíme pomocí aktivní kontury. Po implementaci modulu do programu je tedy možné poměrně snadno provést volumetrii patologického objektu.

Klíčová slova

JAVA, magnetická rezonance, tumor mozku, aktivní kontura, PSO, FOTOM^{NG}, zpracování obrazu

Abstract

The aim of the diploma thesis is the design and implementation of image processing tool in the program FOTOM^{NG}. The tool is intended for processing of magnetic resonance images and subsequent volumetry of search object on the slide. This tool can be helpful in locating pathological objects in the human body. The module will be programmed in Java on the platform of NetBeans and included in the program FOTOM^{NG}. This work deals specifically with the brain tumor localization and volumetry. It concerns only bounded tumors, because the tumors growing diffusion can not be localized. It is about trying to determine best the tumor area in one image, and then the total volume of the tumor mass. Localization is performed using active contours. After deploying the module to the program FOTOM^{NG} it is possible relatively easily to perform the volumetry of the pathological object.

Key Words

JAVA, magnetic resonance imaging, brain tumor, active contour, PSO, FOTOM^{NG}, image processing

Seznam použitých symbolů a zkratek

MRI	Magnetická rezonance
PSO	Algoritmus hejna částic
CT	Počítačová tomografie
MRS	Magneticko-rezonanční spektroskopie
PET	Pozitronová emisní tomografie
ROI	Region of Interest
CNS	Centrální nervová soustava
fMRI	Funkční magnetická rezonance
SE	Spin-echo sekvence
TE	Time to echo
TR	Time to repeat
DWI	Difúzní sekvence
FLAIR	Fluid-attenuated inversion recovery
STIR	Shot tau inversion recovery
GE, GRE	Gradient echo sequences
FOV	Field of View
EKG	Elektrokardiogram
ICD	Implantabilní kardioverter-defibrilator
C-V model	Chan-Vase model
SPM	Statistical Parametric Mapping
AAM	Active appearance model
MRF	Markov Random Fields
SOMA	Samoorganizující evoluční algoritmus
DPI	Dot per Inch
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
Jpg	Obrazový formát
Gif	Graphics Interchange Format
Tiff	Tagged Image File Format
Bmp	Bitmap Image File
Png	Portable Network Graphics
GUI	Uživatelské rozhraní

Seznam obrázků

Obrázek 1: Znázornění spinů v normálním rozložení a při působení statického magnetického pole [4]	15
Obrázek 2: Ukázka spin-echo sekvencí PD (proton density), T1 a T2 [9]	16
Obrázek 3: Artefakty (Aliasing, pohybový artefakt) [5][23]	18
Obrázek 4: Magnetická rezonance [29]	19
Obrázek 5: Vektorový a Bitmapový obrázek [27]	22
Obrázek 6: Příklad snímku ve formátu DICOM [22]	23
Obrázek 7: Prahování [14]	26
Obrázek 8: Typy hran v obraze, skoková, šikmá, čára a střecha [11]	27
Obrázek 9: Aktivní kontury, počáteční stav, standartní postup, modifikovaný algoritmus [11] .	28
Obrázek 10: Ukázka Level set metody pro křivku C [11]	28
Obrázek 11: Topologie populací (rojů) PSO [10]	30
Obrázek 12: Legenda blokových schématu	33
Obrázek 13: Postup realizace volumetrie tumoru mozku	34
Obrázek 14: Řádkové a semínkové vyplňování objektů [30]	37
Obrázek 15: 4 spojitá oblast (vlevo), 8 spojitá oblast (vpravo) [31]	37
Obrázek 16: CT snímek jater s patologickým nálezem (vlevo originál [32], vpravo s aktivní konturou z tohoto modulu)	39
Obrázek 17: Ukázka lokalizace patologického nálezu na rentgenovém snímku (originál vlevo [33], úprava vpravo)	40
Obrázek 18: Prostředí programu FOTOM ^{NG}	40
Obrázek 19: Prostředí modulu Brain Tumor Detection	41
Obrázek 20: Porovnání zpracování obrazu s a bez předzpracování obrazu.	42
Obrázek 21: Zobrazení výsledků volumetrie	43
Obrázek 22: Potvrzení kliknutí do oblasti zpracování	44
Obrázek 23: Metody aktivních kontur bez předzpracování obrazu a s použitím binárního prahování (vlevo – vyplňování oblastí, střed – Fast Marching Level Set, vpravo – parametrická aktivní kontura)	45
Obrázek 24: S použitím PSO a bez použití PSO	46

Seznam tabulek

Tabulka 1: Srovnání Vektorové a Bitmapové grafiky [25].....	23
Tabulka 2: Hodnoty objemů snímků s předzpracováním obrazu a bez předzpracování	42
Tabulka 3: Plochy jednotlivých druhů aktivních kontur	44
Tabulka 4: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 1.....	47
Tabulka 5: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 2.....	47
Tabulka 6: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 3.....	47
Tabulka 7: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 4.....	48
Tabulka 8: Celkové objemy nádorů vypočtené z jednotlivých řezů	49

Seznam grafů

Graf 1: Porovnání sérií 1 a 4	49
Graf 2: Účinnost PSO v jednotlivých sériích.....	50

Obsah

1	Úvod.....	12
2	Mozkové nádory	13
2.1	Diagnostika mozkových nádorů.....	13
3	Magnetická rezonance	14
3.1	Historie magnetické rezonance	14
3.2	Princip magnetické rezonance.....	14
3.3	Výhody MRI	15
3.4	Zobrazovací sekvence	15
3.5	Kvalita MRI obrazu.....	16
3.5.1	Vnitřní podmínky	16
3.5.2	Vnější podmínky	16
3.5.3	Poměr signál/šum	17
3.6	Artefakty	17
3.7	Příprava pacienta k MRI vyšetření.....	18
4	Princip hodnocení snímků MRI lékařem.....	20
5	Systém FOTOM^{NG}	21
6	Obrazové formáty	22
6.1	Vektorová a bitmapová grafika	22
6.2	Formát ukládání snímků – DICOM	23
7	Segmentace obrazu.....	24
7.1	Řešení segmentace tumoru mozku z jiných studií	24
7.2	Přehled segmentačních metod obecně.....	25
7.3	Statické metody	25
7.3.1	Prahování	25
7.4	Metody detekcí hran.....	26
7.5	Deformovatelné modely.....	27
7.5.1	Aktivní kontury	27
7.5.2	Level set	28
7.6	Evoluční algoritmy.....	28
7.6.1	Samoorganizující se migrační algoritmus (SOMA).....	29
7.6.2	Algoritmus hejna částic (PSO).....	29
8	Volumetrie mozku	31
9	Softwarové inženýrství.....	32
10	Rozbor problematiky	33

11	Použití metod a řešení problému	35
11.1	Zdrojové snímky MRI.....	35
11.2	Předzpracování obrazu	35
11.2.1	Prahování a kontrast ve FOTOM ^{NG}	36
11.3	Lokalizace nádoru	36
11.3.1	Semínkové vyplňování (seed fill)	37
11.3.2	Aktivní kontura	38
11.4	Volumetrie	38
11.5	Aplikace algoritmu hejna částic	38
11.6	Vytvoření modulu ve FOTOM ^{NG}	39
11.7	Brain Tumor Detection ve FOTOM ^{NG}	40
11.8	Porovnání kontur ve FOTOM ^{NG}	44
12	Výsledky	46
12.1.1	Plochy a objemy nádorového objektu v řezu	46
12.1.2	Objemy nádorů z jednotlivých řezů	48
12.1.3	Sériové zpracování snímků	50
13	Závěr	52
	Seznam literatury	54
	Seznam příloh.....	57

1 Úvod

Zobrazovací metody v dnešní medicíně jsou na velmi vysoké úrovni a neustále se zlepšují. Díky těmto systémům jsou lékaři schopni včas zjistit druh nemoci a hledat i jejich včasná a vhodná řešení. Pro tuto možnou pomoc pacientům je důležité, aby se zobrazovací systémy neustále zlepšovaly a vyvíjely ať už v oblasti diagnostiky pacientů nebo přípravy lékařů k výkonům řešícím pacientovo postižení.

Na Vysoké škole báňské v Ostravě probíhá vývoj fotogrammetrického systému FOTOM^{NG}. Systém byl původně navržen tak, aby pomohl při proměřování důlních jam. Ukázalo se však, že může být také velmi nápomocen v oblasti zobrazovacích systémů v medicíně. Díky metodám zpracování obrazu naimplementovaných v programu FOTOM^{NG} je možné dát do rukou lékařů nástroj, jak zobrazit přesněji a lépe oblasti které potřebují. FOTOM^{NG} může zpracovávat snímky rentgenové, ultrasonografické a také snímky z počítačových tomografií i magnetických rezonancí.

V problematice mozkových nádorů by byl tento systém nepopíratelně přínosem. Mozkové nádory jsou komplikované, často velice špatně léčitelné, a proto čím detailnější a kvalitnější je zobrazení, tím je možné nádor lépe diagnostikovat a následně operovat nebo doporučit jiný léčebný postup. Lidský mozek je řídicí jednotkou člověka a ovládá další důležité řídicí systémy těla, od dýchání přes koordinaci pohybu, řeč až k regulaci hormonů v těle. Proto, když se v mozku objeví patologické buňky, mohou tláčit na řídicí centra v mozku a způsobovat pacientovi velké obtíže. Proto, aby bylo možné vyoperování patologické oblasti v mozku je potřeba znát jeho přesnou lokalizaci. Při operačním výkonu, pak mohou lékaři najít nejšetnější přístup, a co nejpřesněji odstranit patologii.

Ve své práci se tedy budu pokoušet o co nejpřesnější lokalizaci nádoru v mozku, a o oddělení patologického ložiska od zdravé tkáně a otoku tvořícího se kolem nádoru. V první části práce vysvětlím fungování magnetické rezonance, a popíši segmentační metody, které je možné použít pro lokalizaci nádoru. V druhé části se pak pokusím tuto lokalizaci na vybraném snímku magnetické rezonance zrealizovat.

2 Mozkové nádory

Nádor je shluk abnormálních buněk, které se nekontrolovatelně množí, a nádor neustále roste. Tento růstový proces přetrvává i po odeznění příčiny, která nádor vyvolá. Je to nezvratná změna, tedy postižené buňky se již nikdy nestanou normálními. [1]

Mozkové nádory jsou neuroektodermální nádory, vycházející z nervových buněk. Spadají zde tedy nádory centrální nervové soustavy, mozkomíšních obalů a periferního nervového systému. [1]

Nádory centrální nervové soustavy (CNS) mohou být benigní či maligní. Benigní nádory jsou ohrazené, opouzdřené, rostou pomalu, ale při zvětšení objemu utlačují okolní tkáň. Díky ohrazení je jejich vyoperování možné a netvoří metastázy. Benigní nádory nerecidivují. Maligní nádory jsou oproti benigním rychle rostoucí, většinou neohrazené, a proto mohou metastazovat a jsou velice špatně vyoperovatelné. Šíří se do okolních tkání infiltračně, a ničí své okolí. Jsou zde možné recidivy. [1]

Mezi primární nádory centrální nervové soustavy řadíme gliomy, meningiomy a meduloblastomy. Největší skupiny primárních nádorů CNS tvoří gliomy, mezi které se řadí astrocytomy, oligodendrogliomy a ependymy. Astrocytomy se pak dále dělí do mnoha dalších skupin, jako jsou: difúzní astrocytomy, pilocytické astrocytomy, pleomorfní xantoastrocytom a další. Mezi primární nádory postihující mozek patří také nádory obalů mozku a míchy – meningiomy. [1],[3]

2.1 Diagnostika mozkových nádorů

V identifikaci nádoru může pomoci mnoho faktorů. Například lokalizace nádoru, typ buněk tvořící nádorovou tkáň, věk pacienta, chování pacienta a popis jeho obtíží. Lokalizaci nádoru lze zjistit pomocí počítačové tomografie (CT) či magnetické rezonance (MRI). Tyto zobrazovací metody umožňují zobrazit anatomii mozku včetně vnitřních struktur. Pokud je pomocí zmíněných vyšetřovacích metod objeven útvar, je možné provést další vyšetření, která pomohou diagnostikovat, o jakou patologii se jedná, např.: magneticko – rezonanční spektrometrii (MRS), či pozitronovou emisní tomografii (PET). Pokud tato vyšetření nestačí, přistoupí se k odběru kousku tkáně přímo z postižené oblasti – biopsie. Vzorek tkáně odebraný biopsií zjistí, o jaký typ buněk nádoru se jedná.[2]

3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MRI – Magnetic Resonance Imaging) je neinvazivní metodou, která umožňuje zobrazit vnitřní strukturu, funkci a fyziologii orgánů v lidském těle. [4]

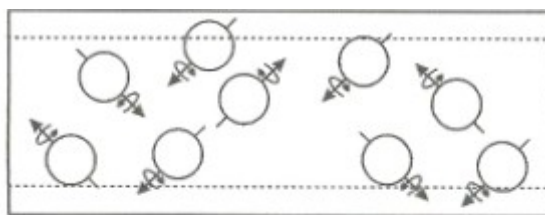
3.1 Historie magnetické rezonance

Počátky magnetické rezonance spadají do roku 1920, kdy byl předpovězen jev magnetické rezonance. K objevu nukleární magnetické rezonance došlo až o více než 30 let později, v roce 1952, a to vědci Purcellem a Blochem a byli za něj oceněni Nobelovou cenou. První sestrojený přístroj založený na jevu magnetické rezonance však nebyl pro lékařské účely. Následoval obrovský vývoj a v 60. letech 20. století byla využita Fourierova transformace. Citlivost této techniky se tímto o mnoho zlepšila. V 70. letech se začaly využívat supravodivé magnety, které kvalitu výsledků ještě zlepšily. [6]

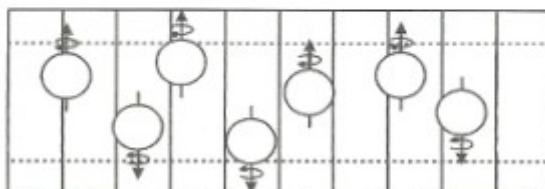
3.2 Princip magnetické rezonance

Jádra atomů se skládají z protonů a neutronů. Počet protonů a neutronů obsažených v jádře vyjadřuje nukleonové číslo. Protony a neutrony mají vlastní moment hybnosti zvaný spin. Prvky se sudým nukleonovým číslem nejsou pro magnetickou rezonanci vhodné, protože jsou na venek neutrální. Naopak prvky s lichým nukleonovým číslem vhodné jsou. Příkladem takového prvku je vodík H. Lidské tělo je z 70% tvořeno vodou, tedy atomem kyslíku a 2 atomy vodíku, což umožňuje lékařsky požadované zobrazení. [4],[6]

Princip je založen na základních fyzikálních jevech. V okolí elektrického proudu je magnetické pole, které se mění s velikostí elektrického proudu. U nabitých částic jako u MRI se jedná o magnetický moment. Při změně magnetického momentu, se indukuje proud na přijímácích cívkách magnetické rezonance. Vodíkové magnetické momenty mají v tkáních jiný směr, proto jsou spiny vodíku uvedeny do statického magnetického pole (B_0), kde se uspořádají do paralelních a antiparalelních pozic a začnou precesi – rotaci spinů v transverzálním směru. Frekvence precese závisí na síle B_0 – gyromagnetický poměr, matematicky je vyjádřen Larmorovou rovnicí. Intenzita statického magnetického pole se obvykle pohybuje mezi 0,5 T, až 1,5 T. Vysláním radiofrekvenčního pulsu se spiny vychýlí z pozice. Po vypnutí pulsu se spiny vrací zpět (relaxace) a uvolní se přebytečná energie. Přebytečná energie se uvolní ve formě elektromagnetické energie, která je zpracována cívkami na povrchu těla pacienta a je převedena na elektrickou energii. [4], [6]



Obr. 1a – normální rozložení protonů vodíku.



Obr. 1b – paralelní a antiparalelní postavení protonů vodíku ve statickém magnetickém poli

Obrázek 1: Znázornění spinů v normálním rozložení a při působení statického magnetického pole [4]

3.3 Výhody MRI

Magnetická rezonance má nesporné výhody oproti jiným zobrazovacím systémům. Jednou z podstatných výhod je, že MRI nevyužívá ionizujícího záření. Umožňuje podrobnější zobrazení měkkých tkání, vyšetření ve třech rovinách, zobrazení cév bez kontrastní látky a další speciální vyšetření jako je mozková difúze, funkční magnetická rezonance (fMRI) a MRI spektroskopie. [4]

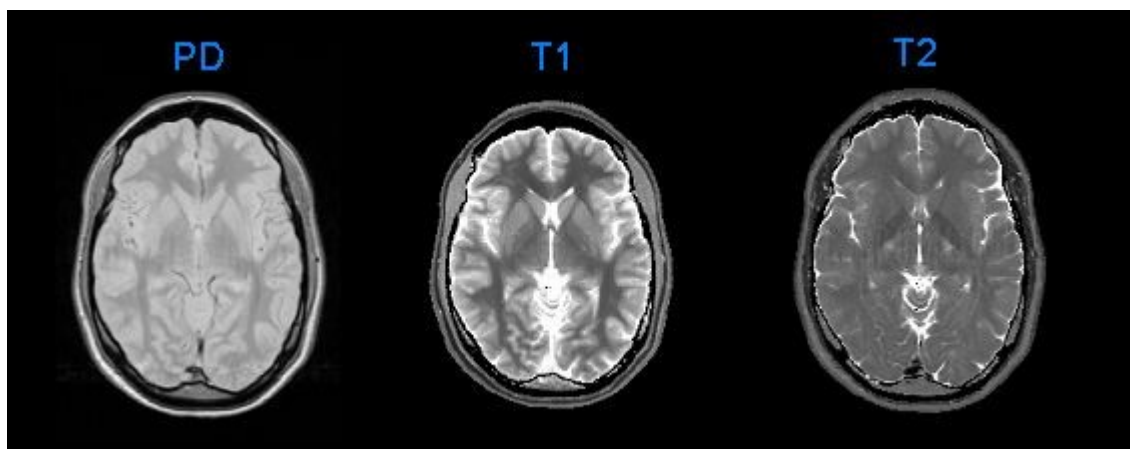
3.4 Zobrazovací sekvence

Mezi základní 3 typy pulzní sekvence patří T1 relaxace, T2 relaxace a PD (proton density – protonová hustota). Vyšetření, ve kterých se měří T1 a T2 relaxační časy se nazývají spin-echo sekvence (SE). [4]

T1 vážený obraz má krátkou dobu relaxace i excitace např.: 500ms/20ms. Při zkrácení doby T1 je signál silnější, a takto působí kontrastní látka. Zkracuje dobu T1 a proto je výsledný obraz hypersignální (světlejší). U T2 váženého obrazu je tomu přesně naopak, doba relaxace i excitace je dlouhá. Zde platí, čím delší je čas T2, tím je intenzita signálu větší. PD proton denzitní obraz má dlouhou dobu relaxace, ale krátkou dobu excitace. Výsledný obraz je závislý na obsahu atomů vodíků v zobrazované tkáni. [4]

Spin-echo sekvence se provádějí tak, že vyšleme radiofrekvenční impuls, který vychýlí protony o 90° (paralelní postavení). Po vypnutí radiofrekvenčního impulsu se protony pohybují zpět ke své výchozí pozici. Než však k tomu může dojít, vyšleme další impuls, který protony vychýlí o 180° (antiparalelní postavení). U této metody používáme poloviční časy ($TE/2$), protože nedovolíme protonům se vrátit do své pozice mezi radiofrekvenčními impulsy.

Umožňuje nám to zkrátit dobu vyšetření. Poloviční čas $TE/2$ se následně sčítá do výsledného času TE (Time to Echo). Doba mezi 90° impulsy je TR (Time to Repeat). [4]



Obrázek 2: Ukázka spin-echo sekvencí PD (proton density), T1 a T2 [9]

Inversion recovery jsou speciální sekvence. Tyto sekvence probíhají v opačném pořadí. Nejdříve dochází k vychýlení o 180° a poté o 90° . Doba mezi těmito impulsy se nazývá Inversion Time. K těmto opačným sekvencím patří FLAIRY (potlačen signál vody) a STIRY (potlačen signál tuku). Pro zkrácení doby vyšetření se dnes používají ještě rychlejší sekvence: gradientní echa (GE, GRE). [4]

3.5 Kvalita MRI obrazu

Kvalita obrazu se hodnotí podle rozlišení a kontrastu, a je ovlivněna vnitřními podmínkami (spinová hustota, magnetická susceptibilita, relaxační časy) a vnějšími podmínkami (hodnoty TE a TR , velikost B_0 , velikost matice a tloušťky vrstvy, počet excitací). Na kvalitu obrazu má také vliv poměr signál/šum.

3.5.1 Vnitřní podmínky

- **Spinová hustota** je množství vodíku v jednotce objemu. Čím je větší počet protonů vodíku v objemové jednotce tím vydává tkáň silnější signál.
- **Magnetická susceptibilita** je schopnost tkání stát se magnetickou. Jsou to látky, které mají v obalu atomu lichý počet elektronů – látky paramagnetické (železo Fe^{2+} , mangan Mn^{2+}) a feromagnetické. Látky se sudým počtem elektronů jsou diamagnetické – nevytvářejí lokální magnetické pole.
- **Relaxační časy** se liší podle struktury tkání. [4]

3.5.2 Vnější podmínky

- U **statického magnetického pole B_0** je velice důležitá jeho homogenita. Tu je dobré pravidelně kontrolovat, obraz je pak mnohem kvalitnější. Intenzita signálu roste s druhou mocninou B_0 , ale velikost šumu roste také.

- **Velikost matice a tloušťky vrstvy** – obraz je tvořen pixely a voxely. Voxel je objemová jednotka, kdežto pixel plošná. Při zvětšení matice se voxely zmenší a získáme tak podrobnější obraz, ale zároveň se nám zvýší šum. Podobně to funguje i u šíře vrstvy. Čím menší je šířka vrstvy, tím je lepší rozlišení, ale roste šum.
- **Počet excitací** – při větším počtu excitací je obraz lepší, ale vyšetření je časově náročnější. [4]

3.5.3 Poměr signál/šum

Šum má špatný vliv na kvalitu obrazu. Je tvořen elektrickými mikroproudy a tepelnými proudy z těla pacienta. Míru šumu v obraze může ovlivnit velikost voxelů a šířka vrstvy, velikost statického magnetického pole a kvalita cívek. [4]

3.6 Artefakty

Artefakty jsou chyby v MRI obraze způsobené různými příčinami. Některé artefakty lze odstranit (aliasing) a některé zůstávají součástí obrazu (chemický posun, pohybový artefakt...). [5]

Chemický posun (chemical shift) – je způsoben změnou frekvence na rozhraní vodátuk, vzniká na okrajích meziobratlových plotének, na rozhraní mozkové tkáně a likvoru nebo tuku a svalů. [4][5]

Aliasing – vzniká v případě, že je špatně nastaven rozměr FOV (Field of View – označení vyšetřované oblasti), aliasing nastává ve chvíli kdy je FOV menší než vyšetřovaná oblast, ve výsledku tato chyba způsobí, že část těla která je mimo FOV se zobrazí na opačné straně obrazu. Tomuto jevu zabráníme velice jednoduše tak, že FOV nastavíme větší než je vyšetřovaná oblast. Převzorkování nám nezpůsobí zpomalení vyšetření, což je velká výhoda. [5]

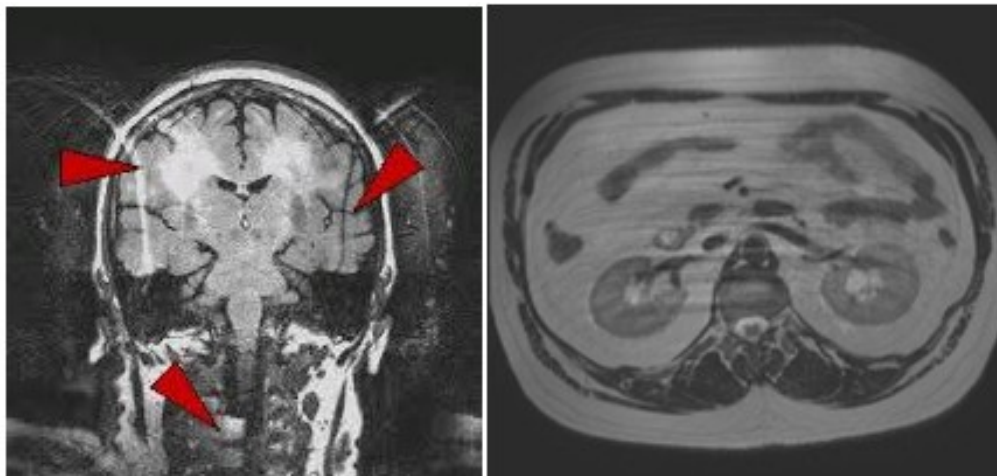
Pohybový artefakt – je způsoben pohybem ve vyšetřované oblasti, důvodem může být pohyb srdce, pulzace arterií, dýchání, polykání, peristaltika střev a také pohyb pacienta během vyšetření. Artefakty z pohybů srdce se dají odstranit synchronizací měření s EKG (elektrokardiogram). Měření se pak provádí mezi systolou a diastolou (EKG gating) nebo kontinuálně (CINE EKG gating). [4][5]

Slice-overlap artefakt – dochází k němu při použití multi-slice techniky pod různými úhly. Dochází k tomu především u vyšetření páteře, kdy zobrazujeme více meziobratlových prostorů pomocí většího množství objemů. Dojde k překrytí vrstev v jedné akvizici dat a výsledkem je černý pruh v obraze. [5]

Gibbsův artefakt – jedná se o linie světlé či tmavé, nacházející se v blízkosti s prudkou změnou intenzity. Artefakt se nejčastěji objevuje právě při vyšetření mozku a páteře. Tento artefakt je možné odstranit pomocí zvětšení velikosti matice nebo použitím vyhlazovacích filtrů. [5]

Zipový artefakt – artefakt se zobrazuje jako přerušovaná linie orientovaná kolmo k ose frekvence. Pokud se nám na snímku zobrazí tento artefakt, máme podezření na poruchu vycházející z hardwarového či softwarového systému. [5]

Black Boundary artefakt – jedná se o okrajový černý lem na rozhraní prostředí vody a tuku. Voxely na tomto rozhraní obsahují odstíny vody i tuku, ale při rekonstrukčním procesu MRI se přiřadí buďto k vodě nebo tuku a tak vzniká ostré rozhraní. Tento jev můžeme nejčastěji vidět na rozhraní zobrazovaných orgánů. [5]



Obrázek 3: Artefakty (Aliasing, pohybový artefakt) [5][23]

3.7 Příprava pacienta k MRI vyšetření

Příprava není prakticky nutná. Pacient i před nitrožilní aplikací kontrastní látky nemusí být lačný. V případě, že pacient trpí klaustrofobií, doporučuje se, aby přišel s doprovodem.

Pokud má pacient jakýkoliv elektronický nebo kovový implantát, případně cizí těleso, neznamená to automaticky, že nemůže být vyšetřen. Takovou skutečnost však musíte VŽDY a PŘED vyšetřením ohlásit radiologickým asistentům na pracovišti magnetické rezonance, která kvalifikovaně rozhodne, zda je možné vyšetření provést či nikoliv. [28]

Po ověření totožnosti pacienta je potřeba aby pacient vyplnil a podepsal informovaný souhlas. Personál si také ověří, zda pacient nemá kontraindikaci, která je překážkou v provedení vyšetření. Vyšetření pak začíná uložením pacienta na vyšetřovací stůl. Přístroje se dělí na tzv. uzavřené a otevřené. U prvně jmenovaných je pacient uložen v relativně stísněném prostoru, což může být nepříjemné, zvláště u nemocných s klaustrofobií. Výhodou je však možnost zhotovení kvalitnějších obrazů za kratší dobu, neboť tyto přístroje disponují silnějším magnetickým polem. [28]

Při vyšetření může být aplikovaná kontrastní látka do žíly. Kontrastní látky používané pro MR obsahují nejčastěji sloučeniny gadolinia, vzácně manganu nebo železa. Riziko alergické

reakce na tyto látky je velmi nízká. Magnetická rezonance nepoužívá kontrastní látky obsahující jód. Doba MR vyšetření se pohybuje ve většině případů mezi 20 až 50 minutami.

Kontraindikacemi tohoto vyšetření mohou být některé typy elektronických nebo kovových implantátů, případně cizích těles. Nelze především vyšetřovat nemocné s kardiostimulátorem nebo implantovaným defibrilátorem (ICD), poněvadž hrozí vážné poškození jeho funkce, případně závažná až život ohrožující porucha srdečního rytmu. Osoby s kovovými cévními svorkami po operaci mozkových tepenných aneuryzmat (výdutí) lze vyšetřit pomocí MR jen za přísně specifikovaných podmínek. [28]



Obrázek 4: Magnetická rezonance [29]

4 Princip hodnocení snímků MRI lékařem

Jak již vyplývá z výše popsaného principu magnetické rezonance, umožňuje nám použití různých sekvencí a tím zobrazení anatomických struktur pokaždé jinak. Můžeme tedy mnohem lépe odhalit a popsat anomálie, které se v anatomii člověka objeví.

V případě provádění MRI mozku není nutná žádná speciální příprava před vyšetřením. Pacientovi se nad hlavu umístí povrchová hlavová cívka, která umožňuje získávání obrazu. Po uložení pacienta do správné a pohodlné polohy se umístí cívky a provedou se velmi krátké skeny, které nám slouží pro nastavení lokalizace snímání v základních rovinách (transverzální, sagitální, koronární).

V našem případě kdy se zabýváme tumory mozku se nejčastěji používají sekvence :

Základní:

T1 vážené obrazy,
T2 vážené obrazy,
GRE (gradient echo sekvence),
DWI (difúzní sekvence),
postkontrastní T1 obrazy

Doplňující:

Perfúzní sekvence,
MRS (MR spektroskopie)
DTI traktografie (3D modelování
nervových drah)

Po vyšetření je potřeba, aby lékař provedl popis zhodnocení snímků. V případě nálezu tumoru mozku se hodnotí:

- kde se nádor nachází
- velikost nádoru
- jaké je ohraničení nádoru (ostré, neostré)
- zda je struktura homogenní či nehomogenní
- jak nádor vypadá na snímcích (hypoechogenní, hyperechogenní, izoechogenní)
- jaké má nádor syčení po aplikaci kontrastní látky
- velikost okolního edému
- mass efekt na okolní tkáňové struktury

5 Systém FOTOM^{NG}

Systém FOTOM byl vytvořen na katedře informatiky na Vysoké škole báňské v Ostravě a původně sloužil k proměrování důlních děl, ale tento systém umožňuje různá fotogrammetrická měření od měření důlních děl, přes stavební práce až k lékařským snímkům. Dřívější verze FOTOM 2008 byla rozdělena do několika modulů:

Modul FOTOM1 - slouží k definování zájmových oblastí na snímku, je možné další měření a sledování objektu

Modul FOTOM2 - 2D modelování, je možné porovnávat 2 měření a sledovat odchylky

Modul FOTOM3 - 3D modelování, umožňuje komplexní náhled, 3D model je sestaven ze série snímků

Modul FOTOM4 - animace procesu měření, animace je možnost prezentace měření

Modul FOTOM5 - rozpoznávání zájmových bodů a objektů, umožňují automaticky vyhledat a rozpoznat sledovaný objekt

Systém FOTOM 2009 vznikl, protože předchozí verze již nedostačovala svému účelu. Moduly, které vznikaly k FOTOMU 2008 byly tvořeny jako samostatné aplikace. Není zde vytvořeno žádné komunikační rozhraní pro moduly. Přístup ke snímku si tedy řeší každý modul zvlášť. Problém nastává také při aktualizaci systému kdy může dojít k porušení návazností přidáných modulů na jádro systému. Verze 2009 se tedy snaží o větší univerzálnost, jednodušší aktualizaci systému a snadnější instalaci nových modulů. Pro snazší práci se zjednodušilo uživatelské rozhraní. Tato verze je již tvořena na platformě NetBeans v programovacím jazyce Java. Na této platformě je FOTOM i dnes, ale pod názvem FOTOM^{NG}. [7],[8]

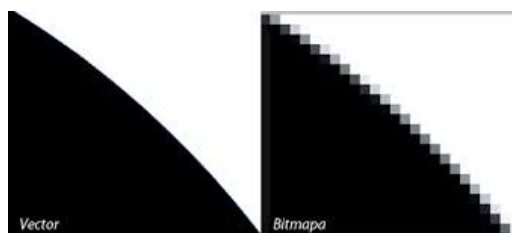
6 Obrazové formáty

6.1 Vektorová a bitmapová grafika

Vektorová grafika – programy pracující s vektorovou grafikou nejsou příliš rozšířené. Nespornou výhodou vektorové grafiky je možnost komprimování obrázků na menší velikost bez ztráty kvality obrazu. Tato grafika je založena na matematických výpočtech, což umožňuje vyšší stupeň komprese. Obraz je tvořen pomocí geometrických objektů, jako je kružnice, lomená čára, mnohoúhelník a další. Vyjádření křivky matematickým způsobem se rozumí, že každý bod křivky nebo plochy je definován souřadnicemi počátečního bodu, vektorem, který určuje směr a zakřivení. Dále se přidávají také informace o tloušťce a barvě čáry. Vektorový obrázek zpravidla bývá seskupen z mnoha menších a jednodušších objektů. Složitější tvary se vytvářejí spojováním a rozkládáním jednoduchých tvarů do výsledného složitějšího objektu nebo přímo kreslením obrazu. Kvalita obrazu je dána počtem adresovaných bodů a maximální délkou čar, při níž obraz ještě neblíká. Nejznámější editory pro tvorbu vektorové grafiky jsou CorelDRAW, Adobe Illustration, Zoner Callisto. Programy pracující s vektorovou grafikou ukládají data do speciální vektorových formátů. Každý program používá svůj vlastní formát do kterého ukládá vektorové obrázky. Hlavními používanými formáty u vektorové grafiky jsou WMF od Microsoftu, CDR který patří k programu Corel Draw, AI postskriptový soubor od firmy Adobe a podporovaný programem Adobe Illustration. Dále formát EPS a DWG. [24][25][26]

Bitmapová (rastrová) grafika – obrázky v této grafice jsou tvořeny mřížkou z mnoha barevných bodů. Jedná se většinou o fotografie nebo o obrázky vytvořené v programu Malování. Základní zobrazovacím prvkem je zde pixel. Kvalita takového rastrového obrázku je dána počtem pixelů a počtem základních barev, které se zobrazují. Pro obraz je samozřejmě lepší velký počet pixelů, protože čím větší je počet pixelů tím je i lepší obrázek. Nevýhodou, ale je že čím větší je počet pixelů tím je také větší množství dat pro uložení na disk. Rozlišení takového obrázku je vyjádřeno počtem bodů na jednotku vzdálenosti – počet bodů na palec (DPI – Dot Per Inch). Nejčastějšími formáty pro ukládání bitmapových obrázků jsou: jpg, gif, bmp, tiff, png a další. Příkladem editorů používající tuto grafiku je Malování, Corel Photo-Point, Adobe Photoshop, GIMP a jiné. Obrazy tvořené z pixelů je možné dále upravovat (oříznutí, korekce barev, změna velikosti, aplikace různých filtrů). [24][25][26]

Srovnání Bitmapové a Vektorové grafiky



Obrázek 5: Vektorový a Bitmapový obrázek [27]

Tabulka 1: Srovnání Vektorové a Bitmapové grafiky [25]

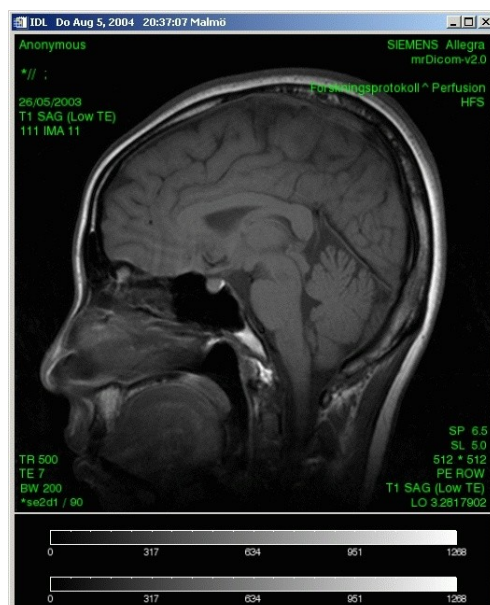
Grafika	Vektorová	Bitmapová
Prohlížení v PC	Speciální programy	Bezproblémové
Internetové prohlížeče	Mít plug-in	Všechny
Specifikace vlastností	Nelze	Konkrétní
Barevné modely	RGB, CMYK	RGB, CMYK
Možnosti	Nekonečné přiblížení	S přiblížením horší kvalita

6.2 Formát ukládání snímků – DICOM

DICOM (Digital imaging and communications in medicine) je datový standard pro snímky z medicínských zobrazovacích systémů. Vývoj tohoto systému probíhá od roku 1985 organizací NEMA (the National Electrical Manufacturers Association). K organizaci NEMA se připojila instituce ACR a vyvinuly společně prvotní formát, který vznikl v roce 1988. Později po zapojení dalších firem do vývoje vznik DICOM. [21]

Úkolem standardu DICOM je sjednocení medicínských obrazových záznamů, což umožňuje snadnější přenos dat, zrychluje komunikaci mezi lékaři a umožňuje společně s internetovým spojením konzultace lékařů o stavu pacienta i na velké vzdálenosti. DICOM tedy zajišťuje, ukládání snímků, posílání, tisk a možnost zobrazení snímku bez ohledu od jakého výrobce medicínský přístroj pochází. [21]

Tento formát nám také umožňuje společně se snímkem ukládat informace o pacientovi a vyšetření, které mu bylo provedeno.



Obrázek 6: Příklad snímku ve formátu DICOM [22]

7 Segmentace obrazu

7.1 Řešení segmentace tumoru mozku z jiných studií

Existuje řada způsobů, jak jednotlivé obrazy zpracovávat. Nejčastěji se jedná o různé kombinace jednotlivých metod. V případě lokalizace patologických tkání byly nalezeny tyto metody, jako nejlépe využitelné ke zpracování MRI obrazů a to: C – V model (Chan-Vese), region based, markov random field, level set, topological atlas.

Také již existují různé softwarové balíčky pro segmentaci mozkové tkáně jako např.: Statistical Parametric Mapping (SPM), FSL , FreeSurfer , Bioimage Suite ,Brain suite. Tyto softwary používají segmentační metodu tkáňové pravděpodobnostní atlasy.

Tkáňové pravděpodobnostní atlasy se využívají k vytváření detailních anatomických atlasů a šablon pro plánování chirurgických zákroků, při studiu strukturně-funkčních vztahů v mozku či sledování změn v anatomii mozku v souvislosti s Alzheimerovou chorobou, sémantickou demencí, Pickovou chorobou, schizofrenií nebo s růstem nádorů.[19], [20]

Na segmentaci tumoru mozku se tedy nejčastěji používají metody jako aktivní kontury, level-set metody, edge-based metody, Markov random fields (MRF).

K-means

Jedná se nehierarchický algoritmus, který třídí data do shluků na základě jejich vlastností. Počet shluků se zadává na začátku algoritmu a je menší než počet objektů. Tento algoritmus pracuje tak, že přiřadí každý bod do shluku, jemuž středu je nejbližší. Středů shluků se při každém běhu algoritmu znovu spočítají jako aritmetické průměry všech bodů shluku. Cílem je dosáhnout co nejmenších rozdílů uvnitř shluků. [17]

Markov Random Fields (MRF)

Markovská náhodná pole (angl. *Markov Random Fields*) nejsou přímo segmentační metodou, ale statistický model, jenž lze v segmentaci využít. MRF modelují prostorové vazby mezi sousedními a blízkými pixely obrazu. Typicky platí, že většina pixelů obrazu patří do stejného segmentu jako jeho sousedé. Jinými slovy, jakýkoliv objekt či segment o velikosti jednoho pixelu má velmi malou pravděpodobnost výskytu v obraze.

Markovská náhodná pole společně s Bayesovským modelem mohou být mimo jiné zapracována do shlukovacích segmentačních algoritmů (např. K-means). Výslednou segmentaci získáme maximalizací posteriorní pravděpodobnosti $p(C|X)$ (pravděpodobnost, že vzorek X patří do segmentu C) pro všechny body obrazu. [11]

Hybridní metody

Některé segmentační techniky je těžké zařadit do jedné z předchozích tří kategorií, protože obsahují prvky každé z nich. Mluvíme tedy o tzv. hybridních metodách. Mezi hybridní řadíme také metody založené na **matematické morfologii**. Jedná se o skupinu metod, která pro segmentaci využívá matematických charakteristik obrazu, např. průběh gradientu. [11]

7.2 Přehled segmentačních metod obecně

<ul style="list-style-type: none">• Statické metody<ul style="list-style-type: none">- Prahování- Adaptivní prahování- Amplitudová projekce- Connected component labelling- Shluková analýza- Kohonenovy mapy- Fuzzy Connectedness- Markov Random Fields (MRF)	<ul style="list-style-type: none">• Hybridní metody<ul style="list-style-type: none">- Neuronové sítě- Watershed transform
<ul style="list-style-type: none">• Znalostní metody (knowledge - based)<ul style="list-style-type: none">- Active Appearance Models (AAM)	<ul style="list-style-type: none">• Metody detekcí hran (edge - baed)<ul style="list-style-type: none">- Prahování obrazu hran- Sledování hranic- Určování hranice s využitím znalosti o její poloze- Aktivní kontury- Level set- Houghova transformace

[11]

7.3 Statické metody

7.3.1 Prahování

Prahování je jednou z nejstarších a nejjednodušších metod zpracování obrazu. Patří k velmi užívaným technikám také proto, že je snadno implementovatelná a časově nenáročná. Základní princip prahování je založen na rozdílu intenzity jasu pozadí a objektu v obraze. V této metodě se tedy určuje jakási hodnota prahu, podle které se následně provede segmentace obrazu. Pixely mající nižší hodnotu jasu, než je prahová hodnota, jsou určeny jako pozadí. A naopak pixel s vyšší hodnotou, než je stanovený práh, jsou hodnoceny jako hledaný objekt, který je lépe vidět. [13]

Obecně je prahovaný obrázek $g(x, y)$ definován:

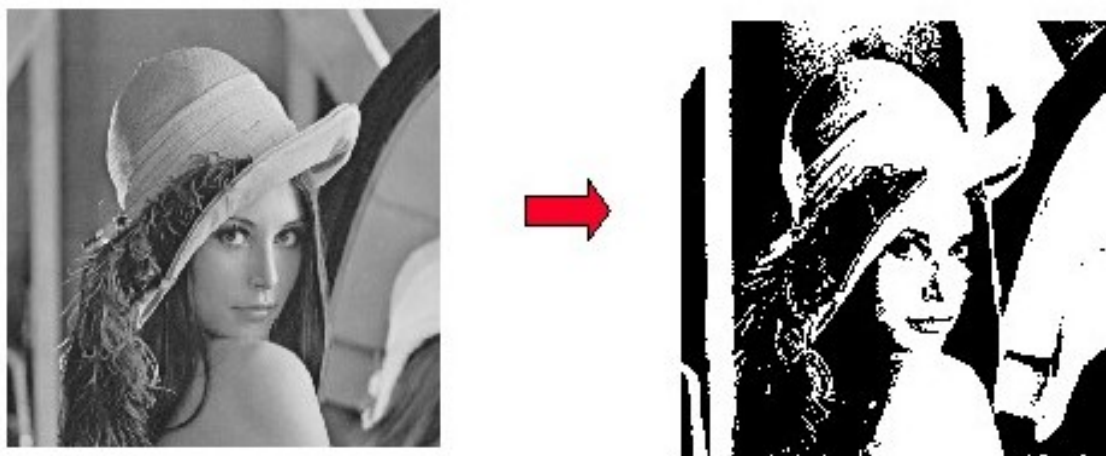
$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & f(x, y) > T \\ 0 & f(x, y) \leq T \end{cases}$$

Pixely označované 1 jsou objektové a pixely označované 0 přísluší pozadí.

Rozlišujeme více druhů prahování:

- Globální
- Lokální
- Dynamické neboli adaptivní

U **globálního prahování** je prahová hodnota T definována $f(x, y)$, která udává úroveň šedi pixelů. V tomto případě je tedy použita pouze jedna úroveň, podle které se provádí prahování. Provádí se čtením jednotlivých pixelů a určováním jejich intenzity a následného přiřazení k objektu či pozadí. Hodnota prahu v případě **lokálního prahování** je definována nejen $f(x, y)$, ale také $p(x, y)$, což nám vyjadřuje nějakou vlastnost pixelu. V případě **adaptivního prahování** je hodnota prahu T závislá na prostorových souřadnicích x, y . Obrázek je možno rozdělit do několika oblastí a každé oblasti pak přiřadit prahovou hodnotu podle, které se provede segmentace. [13]



Obrázek 7: Prahování [14]

7.4 Metody detekcí hran

Detekce hran patří mezi nejdůležitější oblasti ve zpracování obrazu. Hrana je tvořena body v obraze, u kterých se hodnota jasu prudce mění. Hrana je reprezentovaná velikostí a směrem. V obraze velice záleží na hodnotách jasu. Pokud se v obraze mění jas, můžeme na základě těchto informací rozlišovat objekty v obraze. Změny jasu v obraze z jedné úrovně na druhou nazýváme jasové hrany.

Modelem ideální hrany je skoková (step) funkce. Tato hrana však v obraze není přirozená, protože jas v obraze se mění postupně proto je tedy vhodnější funkce šikmá (ramp). Pokud se tyto dvě funkce objevují v obraze, vznikají pak další typy hran, a to čára (line) a střecha (roof). [11]



Obrázek 8: Typy hran v obraze, skoková, šikmá, čára a střecha [11]

Proces detekce hran má tři části. Nejdříve probíhá filtrování, diferenciace a následně detekce. Při procesu kdy se obraz vzorkuje, kvantuje a rozmazává, může vznikat šum. Šum je pak možné odstranit vhodným filtrem. Diferenciace pak zvýrazní oblasti v obraze. Nakonec jsou určeny body s nejvyšší intenzitou.

Hranové detektory využívají buďto první nebo druhé derivace. Při použití prvních derivací je výsledný hranový gradient porovnáván se stanoveným prahem který určuje co už je považováno za hranu. U druhé derivace je tomu trochu jinak. Hrana se zobrazí, je-li změna v polaritě druhé derivace dostatečně velká. [11]

7.5 Deformovatelné modely

7.5.1 Aktivní kontury

Aktivní kontury patří do skupiny parametrických deformovatelných modelů. Původní algoritmus aktivních kontur byl vytvořen v roce 1988. Často se označují také jako „hadi“ neboli snakes. Metoda se snaží o co nejpřesnější vytvarování křivky k hraně objektu v obraze. Aktivní kontura je tedy křivka uvnitř obrazu, která je deformována a ovlivňována pomocí obrazových sil (vnější a vnitřní síly). Vnější síly jsou výsledkem počátečního umístění kontury. Vnitřní síly pak charakterizují napětí uvnitř křivky, snaží se udržet hladkost křivky. V tomto algoritmu je potřeba počáteční konturu nastavit manuálně. [11], [12]

Kontura může být reprezentována diskretní sadou bodů nebo parametrickou křivkou:

$$\begin{aligned} v_n &= [x_n, y_n], \text{ pro } n = 0, 1 \dots N, & - v \dots \text{ je bod křivky se souřadnicí } [x_n, y_n] \\ v_s &= [x(s), y(s)], s \in [0, 1] & - \text{parametrická křivka} \end{aligned}$$

Energetická funkce je výsledná pozice aktivní kontury:

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 E_{\text{snake}}(v(s)) ds = \int_0^1 [E_{\text{internal}}(v(s)) + E_{\text{image}}(v(s)) + E_{\text{con}}(v(s))] ds$$

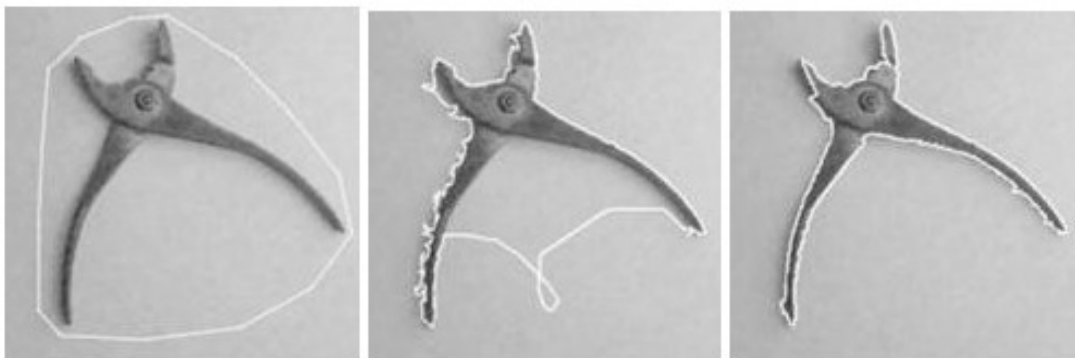
$v(s)$ parametrická křivka,

s délka křivky,

E_{internal} vnitřní energie křivky, podle zakřivení v první a druhé derivaci se zde jedná o součet elastické (smršťování kontury) a ohýbací energie (pružnost kontury)

E_{image} vnější energie křivky, jsou zde obsaženy 3 parametry – E_{line} (přitažlivost ke kontrastnějším oblastem), E_{edge} (přitažlivost k hranám – místa s vysokou hodnotou gradientu), E_{term} (detekce ostrých rohů)

E_{con} externí síla definovaná uživatelem [12]

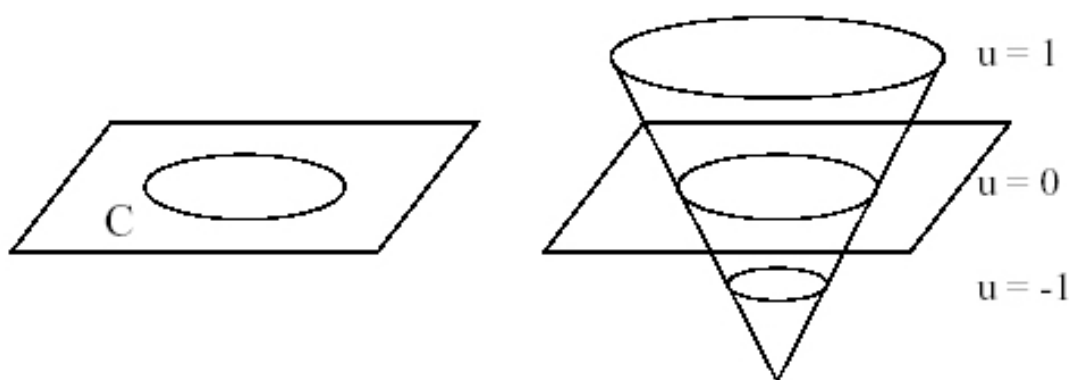


Obrázek 9: Aktivní kontury, počáteční stav, standartní postup, modifikovaný algoritmus [11]

7.5.2 Level set

Tato metoda funguje velmi podobně jako předchozí metoda aktivních kontur. Level set metody je třeba také inicializovat manuálně, ale jsou mnohem úspěšnější u složitějších struktur. Funkce Level set (*level set function*) udává každému bodu v rovině výšku nad nulovou hladinou (*zero level set*). Povrch funkce se postupně adaptuje podle zadaných hodnot křivosti a obrazových gradientů. [11]

Výhoda těchto funkcí je, že jsou výpočetně rychlé, nejsou náročné na paměť počítače a používají se i u objektů, které nelze parametricky popsat. Pro tyto výhody se Level set metoda užívá právě pro detekci objektů na snímcích z magnetické rezonance či počítačové tomografie. [12]



Obrázek 10: Ukázka Level set metody pro křivku C [11]

7.6 Evoluční algoritmy

Evoluční algoritmy jsou jednoduché modely založené na Darwinově evoluční teorii vývoje populací. Charakteristické je to, že pracují s populací tak, aby se její vlastnosti zlepšovaly. O některých třídách evolučních algoritmů víme, že nejlepší jedinci populace se

skutečně přibližují k nalezení globálního optima. Jedním z hlavních motivů jsou především aplikace v praktických problémech, které jinými metodami nejsou řešitelné.

Evoluční algoritmy pracují s náhodnými změnami navrhovaných řešení. Pokud jsou nová řešení výhodnější, nahrazují řešení předchozí. Důležitým rysem evolučních algoritmů je jejich prohledávací strategie založená na populacích. Populace genotypů patří do mnohodoménového prostoru. [10]

7.6.1 Samoorganizující se migrační algoritmus (SOMA)

Algoritmus SOMA je založený na vektorových operacích, jako je tomu u populačních či genetických algoritmů. Můžeme tento algoritmus zařadit také do tzv.: hejnových algoritmů. Filozofie je založena na pohybu inteligentních jedinců (migrace jedinců). Jedinci mezi sebou spolupracují a hledají prostor možných řešení problému. Vlastnost samoorganizace vychází z toho, že populace jedinců sama organizuje vzájemný pohyb jedinců. [10]

7.6.2 Algoritmus hejna částic (PSO)

Optimalizace hejnem částic (Particle Swarm optimization) jsou algoritmy inspirované chováním hejna ptáků. Algoritmus byl vyvinut v roce 1995 Eberhartem a Kennedym.

PSO sleduje populaci částic, které se pohybují v prohledávaném prostoru problému, kde každá částice má svou rychlost. Pro každý krok algoritmu je rychlost každé částice určena individuálně podle nejlepší pozice částice v dosavadním průběhu algoritmu. Nejlepší pozice se určuje pomocí fitness funkce. Pohyb částic, se vždy snaží směřovat k neoptimálnějšímu řešení.

Oproti jiným optimalizačním technikám má PSO tu výhodu, že je jednodušší na implementaci a má méně parametrů simulace. Každá částice ví svou nejlepší předchozí hodnotu i hodnotu sousedících částic, z toho vyplývá, že tento algoritmus je velmi efektivní oproti jiným genetickým algoritmům. Částice v tomto algoritmu využívají informace od nejlepší částice ke svému zlepšení. [10]

Pozice částice je dána vektorem \mathbf{x}_i a její pohyb je dán rychlostí \mathbf{v}_i . Rovnice pro aktualizaci rychlosti částic je složena ze 3 částí. První je setrvačnost ($\mathbf{v}_i(t-1)$) tedy snaha částice pokračovat ve svém dosavadním pohybu, druhá je přitažlivost k nejlepší nalezené pozici té dané částice (\mathbf{p}_i , hodnota fitness funkce \mathbf{p}_{best}). Poslední část je přitažlivost k nejlepší nalezené pozici jakékoli částice v populaci (\mathbf{p}_g , hodnota fitness funkce \mathbf{g}_{best}). [10]

$$\mathbf{x}_i(t) = \mathbf{x}_i(t-1) + \mathbf{v}_i(t)$$

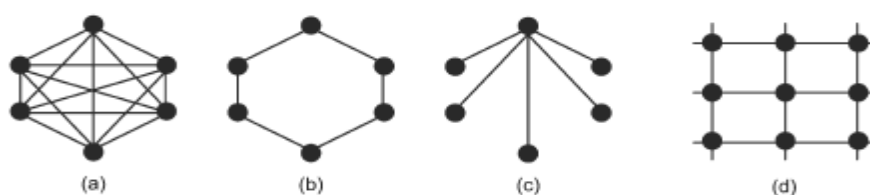
$$\mathbf{v}_i(t) = \mathbf{v}_i(t-1) + c_1 \text{rand}_1(\mathbf{p}_i - \mathbf{x}_i(t-1)) + c_2 \text{rand}_2(\mathbf{p}_g - \mathbf{x}_i(t-1))$$

c_1 a c_2 - kladná čísla, rand_1 a rand_2 - náhodná čísla v rozmezí 0-1

PSO může fungovat se dvěma základními druhy sousedství - globální a lokální sousedství.

- Ve variantě **globálního sousedství** jsou částice přitahovány k nejlepší pozici. Tento model je tedy, jako plně propojena síť kde všechny částice mají přístup ke všem informacím. (Obrázek 11a)
- V modelu **lokálního sousedství** je tomu tak, že částice jsou posunovány k nejlepšímu řešení pouze z informací okolních částic. (Obrázek 11b,c)

Předpokládá se, že model vycházející z globálního sousedství je rychlejší, ale může uváznout v lokálním optimu. Kdežto u lokálního sousedství je proces pomalejší, ale má větší šanci dosáhnout optimálního výsledku. Nejefektivnější by měla být von Neumanova topologie (Obrázek 11d). [10]



Obrázek 11: Topologie populací (rojů) PSO [10]

8 Volumetrie mozku

Po prvních kvantitativních analýzách jako bylo hodnocení výšky, šířky a planimetrie, což je hodnocení plochy v oblasti zájmu mozku, se stala standardní metodou hodnocení mozkové tkáně volumetrie. Volumetrie je hodnocení objemu oblasti zájmu v mozku (ROI – region of interest).

Omezujícím faktorem volumetrie je však přesné definování oblasti zájmu. Toto může být u některých struktur velice obtížné. Například kortikální oblasti mají vysokou variabilitu a je tedy dost obtížné definovat oblast zájmu.

Protože volumetrie potřebuje velmi přesně definovanou oblast, je zapotřebí co nejmenší objem voxelů na snímcích magnetické rezonance. Ideální objem voxelů je 1x1x1 mm. Mezi řezy se nesmí objevovat mezery (consecutive slice). Když se mezi snímanými řezy obrazu objeví mezera, nevíme, kudy struktura prochází a nedokážeme ji přesně vytyčit. [15]

Technika volumetrie:

Metody segmentace tumoru mozku mohou být prováděny manuálně, poloautomaticky a automaticky. Manuální zpracování není příliš vhodné, protože je zde vysoké riziko chybné segmentace. Manuální segmentace je čistě závislá na znalostech a zkušenostech člověka, který segmentaci provádí. V praxi se nejvíce užívá segmentace poloautomatická. Poloautomatická segmentace je nejvhodnější, protože nádory mozku jsou velice komplikované a často je třeba automatickou segmentaci upravit tak, aby byla správná. [16]

Před vlastním provedením segmentace obrazu je v některých případech potřeba provést „nativní“ MR obraz. Následně se provádí korekce non-uniformity obrazu, obraz je přeorientován do standardního prostoru (registrace), provede se klasifikace tkání a vznikne maska, která nám umožní odečíst jednotlivých tkání z obrazu MRI. Poté je možná rekonstrukce trojrozměrného obrazu povrchu mozku („rendering“). Podmínkou tohoto postupu je snímání obrazu tak, aby bylo možné použít některé z dostupných vzorů, podle kterých je obraz upravován. Korekce non-uniformity obrazu umožní vyrovnaní rozdílů v intenzitách obrazu, které vychází z nehomogenity pole. Tuto metodu je nutné použít, pokud využíváme některé automatické pochody, které vycházejí ze zpracování hodnot pixelů. [15]

Registrace obrazu není nic jiného než přestavení obrazu do souřadnicového systému použitého standardního prostoru. Proces umožní použití standardních neuroanatomických atlasů, a je u všech obrazů dosaženo stejného úhlu, ve kterém je vyšetřovaný objem nasnímkován. Používají se dva standardní prostory a to Talairachův prostor a MNI prostor. Talairachův prostor byl zkonstruován na základě mozku 60-ti leté ženy, je spolehlivý v případě kortikálních struktur, ale méně pak v případě struktur subkortikálních. MNI prostor je založen na zprůměrování 305 MRI obrazů mozku zdravých jedinců. Používá tzv. lineární a nelineární registrace. Při lineární transformaci obrazu dochází jen přizpůsobením polohy jeho otočením, kdežto u nelineární transformace dochází i k různým změnám jednotlivých pixelů. [15]

9 Softwarové inženýrství

Softwarové inženýrství je disciplína zabývající se vývojem softwarových systémů. Samotný softwarový proces je soubor aktivit, který by měl vést k vytvoření softwarového produktu. Softwarový proces by měl zahrnovat tyto aktivity:

- Specifikování požadavků
- Návrh a implementaci produktu
- Testování produktu
- Instalaci produktu a jeho údržbu

Softwarových procesů existuje mnoho. Každá firma může mít svůj softwarový proces, který používá. Existují však základní modely procesů, které tvoří základ většiny softwarových programů. [18]

Prvním modelem je vodopádový přístup. V tomto modelu jsou aktivity vykonávané v softwarovém procesu prováděny postupně. Je tedy nejdříve prováděna specifikace požadavků poté návrh a implementace produktu, testování produktu a nakonec instalace výsledného produktu. Model se však v praxi až tak moc nevyužívá, protože většinou není možné specifikovat všechny požadavky na program již zpočátku. V tomto modelu se nepočítá s tím, že uživatel si v průběhu užívání vzpomene, že chce, aby byla nějaká funkce přidána nebo fungovala trochu jinak. Takovéto změny jsou v tomto modelu možné, ale stojí více úsilí než v následujícím modelu. [18]

Druhým využívaným modelem je iterativní přístup. Je založený na vykonání jednotlivých aktivit v iteracích. S každou novou iterací se vnese do vyvíjeného softwaru funkce. Pro každou iteraci tedy pro funkci nebo soubor funkcí, kterou zde vytváříme, se provádí všechny potřebné aktivity, od konkretizování požadavku na funkce až po jejich testování. Někdy se tento model také charakterizuje jako posloupnost minivodopádů. [18]

Při vytváření nového nástroje pro program FOTOM^{NG} jsem použila metodu vodopádového přístupu. Specifikace požadavků na tento nástroj byly zjištěny konzultacemi s lékařem a vedoucím práce. Po prostudování specifikačních požadavků byl vytvořen návrh na umístění a ovládání budoucího nástroje pro zpracování obrazu snímků MRI s tumorem mozku. Testování nástroje probíhá na sériích snímků, které poskytl lékař.

10 Rozbor problematiky

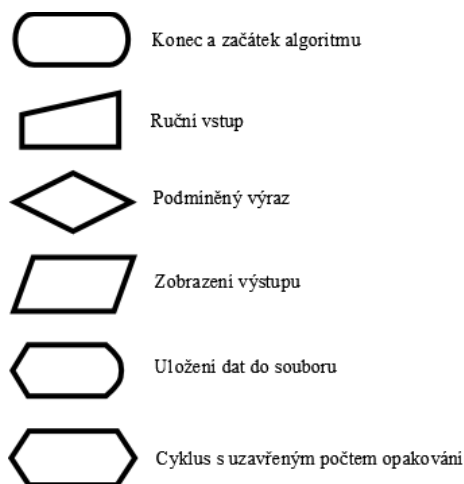
Problematika lokalizace a volumetrie tumoru mozku je velice komplikovaný proces, který je řešen různými způsoby. Ve světě i u nás se tato problematika řeší pomocí použití kombinace metod segmentace. Tyto metody jsou uvedeny výše v kapitole Segmentace obrazu.

V této diplomové práci na problematiku lokalizace a volumetrie tumoru mozku použiji evoluční algoritmus PSO (algoritmus hejna částic). Aplikaci evolučního algoritmu musí předcházet taková úprava obrazu, aby byl nádor dobře lokalizovatelný. Teprve po lokalizaci nádoru je možné aplikovat algoritmu hejna částic.

Celý proces programování je sestaven pro program FOTOM^{NG}, a to na platformě NetBeans v programovacím jazyce Java. Volumetrie tumoru mozku bude v programu FOTOM^{NG} umístěna jako jeho další modul, který bude umožňovat širší využití a aplikaci tohoto programu.

V následujícím blokovém schématu je znázorněno, v jakých krocích postupují při realizaci a řešení zadaného problému. V následujícím Obrázek 13 vidíme schéma pro naprogramování volumetrie tumoru mozku. Znaky vyobrazené na Obrázek 12 vysvětlují bloky vývojového diagramu z Obrázek 13.

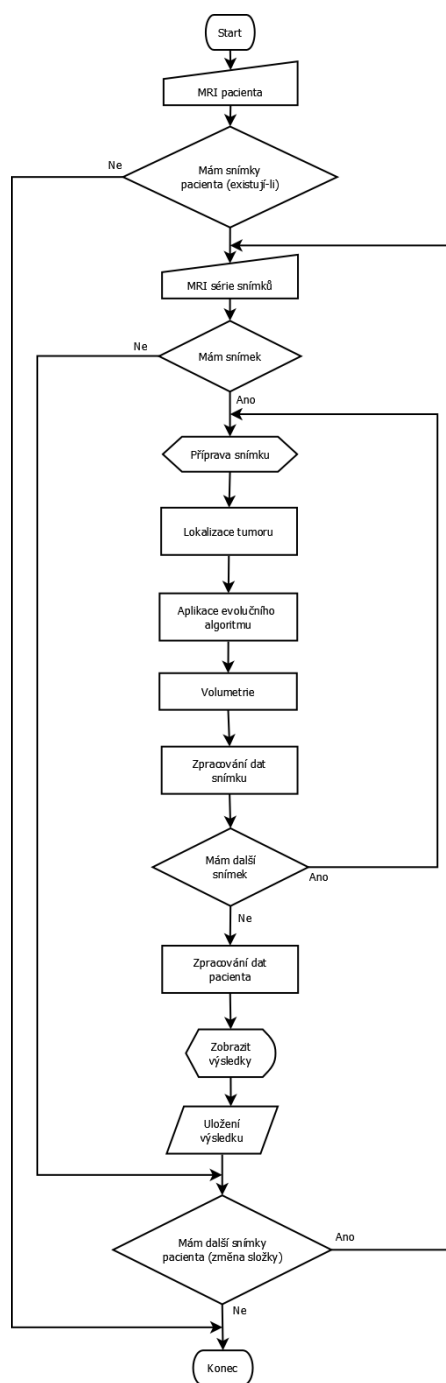
Vysvětlení k blokovým schémátům:



Obrázek 12: Legenda blokových schématu

První krokem k použití modulu je mít pacientovy snímky magnetické rezonance. Ze snímků které se vytvoří při vyšetření pacienta, vybereme sérii, ze které chceme zpracovat snímek s patologickým objektem. Po zvolení snímku můžeme snímek předzpracovat tak, aby lokalizace tumoru mozku byla co nejpřesnější. Tuto část si uživatel volí sám a předzpracování obrazu záleží na zvolení uživatele. Další částí je lokalizace tumoru aplikace evolučního algoritmu a zpracování výsledků. Tato část probíhá zcela automaticky. Pokud chceme sérii

zpracovat najednou, na schématu tedy dojde v bloku „Mám další snímek“ k posunu na začátek do bloku „Mám snímek“. Poté se zpracuje další snímek ze série. Tento cyklus pokračuje tak dlouho, dokud nejsou zpracovány všechny snímky série. Teprve po doběhnutí všech snímků dojde k přepočtení všech kontur, převedení z pixelů na milimetry, a vypsání výsledků do okna s výsledky. Pokud chceme pokračovat zpracováním dat dalšího pacienta ve schématu se z bloku „Mám další snímky pacienta“ přesuneme na začátek do bloku „Mám snímky pacienta“.



Obrázek 13: Postup realizace volumetrie tumoru mozku

11 Použití metod a řešení problému

Pro splnění cíle této práce je tedy potřeba vytvořit nový modul, ve kterém bude možné provádět segmentaci tumoru mozku. Po vyhledání všech možností, které se nám nabízejí v segmentaci obrazu, byly vybrány ty metody, kterými bude možné provést co nejvhodnější a nejpřesnější segmentaci nádoru mozku.

K tomu také patří podrobné seznámení se s programem FOTOM^{NG} a jeho chodem.

11.1 Zdrojové snímky MRI

Snímky jsou v nemocnici ukládány ve formátu DICOM. Tento formát však není vhodný pro účely provedení segmentace a volumetrie tumoru mozku v programu FOTOM^{NG}. Tento snímek je tedy potřeba převést na jiný formát, který umíme číst. Již tento samotný převod formátu nám způsobí, že data již budou zkreslena vůči snímku formátu DICOM z magnetické rezonance. V podstatě je snímek přepracovaný a dojde k určité ztrátě dat. Tato ztráta dat je zde samozřejmě mínusem, ale pro naše účely je potřeba snímek převést do formátu BMP či PNG.

Pacientovi s nádorem mozku je provedeno vyšetření o více druzích sekvencí a za použití kontrastní látky. Každá sekvence obsahuje mnoho jednotlivých řezů, na kterých můžeme vidět patologie zobrazené oblasti. Pro naše účely postačí vybrat obrazy, kde se nachází oblast zájmu tedy tumor. Z toho vyplývá, že budeme analyzovat pouze zlomek řezů ze sekvence.

Nejčastější sekvence prováděné u vyšetření mozku jsou:

- T2 v axiální rovině
- FLAIR sagitální rovině
- DWI axiální rovině
- T1 axiální nativně
- T1 axiální rovině s kontrastní látkou

Pro dobrou segmentaci, lokalizaci a volumetrii se jeví jako nejvhodnější sekvence T1 vážených obrazů s aplikací kontrastní látky. Na tomto obraze pak velmi dobře vidíme, kde se nádor nachází, jak je velký, zda je kolem nádoru otok a jaké anatomické struktury mozku tento nádor poškozuje.

11.2 Předzpracování obrazu

Po převedení obrazu do formátu, který můžeme dále upravovat, je potřeba zpracovat obraz do takové podoby, která bude co možná nejvhodnější pro použití složitějších segmentačních metod jako je použití aktivní kontury.

V programu FOTOM^{NG} máme již k dispozici více filtrů, které je možné využít. Je zde prahování, detekce hran, úpravy jasu a kontrastu, rozmazání i zaostření. Vzhledem k tomu, že

dále chceme použít pro lokalizaci tumoru mozku aktivní konturu, ukázalo se jeho nejvhodnější využití pro předzpracování obrazu prahování nebo úpravy jasu a kontrastu.

11.2.1 Prahování a kontrast ve FOTOM^{NG}

Prahování nám umožňuje upravit snímek takovým způsobem, že body které mají nižší svítivost než je nastavitelný práh se promění v body černé. Je-li svítivost vyšší než práh zůstává intenzita pixelu stejná. V programu máme na výběr z prahování popsaného výše, binárního prahování a pokročilého binárního prahování. Binární prahování funguje v podstatě stejně jako prahování, až na to že, hodnota nad definovaným prahem je bílá a pod definovaným prahem je černá. U pokročilého binárního prahování je ještě možnost barevného zabarvení oblastí nad prahovou hodnotou.

Další použitelnou možností je úprava jasu a kontrastu. Vzhledem k tomu, že snímky jsou ze sekvence T1 vážených obrazů s použitím kontrastní látky jsou nádorové buňky již zvýrazněny, a proto stačí pro použití aktivní kontury zvýšit kontrast a jas. Oblast nádorových buněk je hodně světlá a okolí je tmavší.

11.3 Lokalizace nádoru

K lokalizaci nádoru a co nejpřesnějšímu vyznačení nádorových buněk nám slouží aktivní kontura. V prostředí programu FOTOM^{NG} je již aktivní kontura vytvořena.

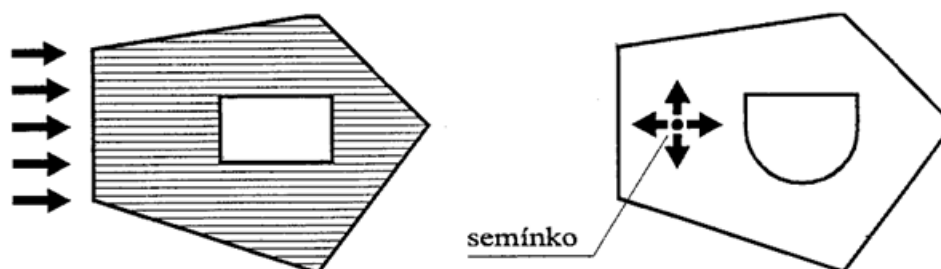
Již existující parametrická aktivní kontura je založena na matematickém vzorci podle, kterého kontura v obraze reaguje. Kontura má tedy určité parametry, které ovlivňují její ohebnost, pružnost atd. Parametry jsou označovány jako α – pružnost kontury, β – ohebnost kontury, γ – viskozita kontury, Kappa – váha externí energie, počet iterací. Dále můžeme ve FOTOM^{NG} nalézt Fast Marching Level Set. Tato kontura je podobná té předešlé až na to, že kontura se rozrůstá z určeného bodu, kdežto parametrická kontura potřebuje počáteční nastavenou konturu, ze které vychází. I tato kontura má upravitelné parametry.

Nastavení parametrů u těchto kontur je poměrně složité, abychom dosáhli co nejpřesnějšího nalezení objektu. Proto jsem použila aktivní konturu, ale naprogramovanou na odlišném principu.

Metoda, kterou jsem použila na vytvoření aktivní kontury je „metoda vyplňování oblastí“. Tento algoritmus má tedy za úkol najít všechny body ležící v dané oblasti a změnit jejich barvu. V našem případě na barvu červenou. Aby tento algoritmus mohl fungovat, je potřeba zadat omezující informaci a tím určit hranici objektu.

Hranici objektu můžeme určit geometricky nebo může být dána v obrazové paměti. Geometricky určena hranice je nejčastěji mnohoúhelník definovaný posloupností svých vrcholů. Základní metodou je řádkové vyplňování (scan conversion). Druhá varianta určení hranic funguje takovým způsobem, že tvar vykresleného objektu může být libovolný. Tuto variantu

jsem použila, protože nám maximálně vyhovuje a vykreslí ideálně nepravidelný objekt tumoru mozku. Algoritmus je založený na semínkovém vyplňování (seed fill). [30]

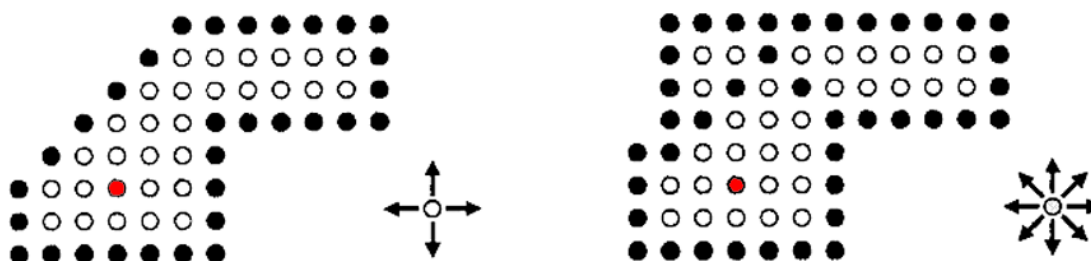


Obrázek 14: Řádkové a semínkové vyplňování objektů [30]

11.3.1 Semínkové vyplňování (seed fill)

Semínko je vybraný vnitřní bod objektu jednoznačně daný souřadnicemi. Informace o vyplňované oblasti se získávají čtením z obrazové (rastrové) paměti. Od zadaného bodu probíhá prohledávání v rastrové paměti a vyhledávání bodů patřících do objektu. Nalezené body se přebarví na červenou barvu. [31]

Směr prohledávání a vyplňování úzce souvisí s charakterem hranice (co je vnitřek objektu). Rozlišujeme 4-spojité a 8-spojité oblasti, podle toho zda mezi libovolnými dvěma vnitřními body existuje cesta složená ze 4-spojitých či 8-spojitých spojníc. O tom zda bod patří do vnitřní oblasti, rozhoduje testovací podmínka, která testuje intenzitu barvy pixelu. [31]



Obrázek 15: 4 spojitá oblast (vlevo), 8 spojitá oblast (vpravo) [31]

Hraniční vyplňování:

testovaný bod je vnitřní, má-li testovanou vlastnost odlišnou od vlastnosti hranice (hranice má například jinou barvu než vnitřní oblast objektu)

Záplavové vyplňování:

testovaný bod je vnitřní, má-li shodnou vlastnost jako zadané semínko, metoda se nazývá „lavinové vyplňování či přebarvování“ [31]

11.3.2 Aktivní kontura

Celý proces naprogramované aktivní kontury funguje následujícím způsobem:

- Na snímku magnetické rezonance klikneme do nádoru mozku (tento bod je „semínko“).
- Z tohoto bodu se začnou testovat sousedící pixely, a určuje se, zda jsou tyto body uvnitř objektu.
- Uplatňuje se zde metoda hraničního vyplňování → od semínka zkoumáme sousedící pixely, a dokud tyto pixely mají odlišné vlastnosti vůči hraničním pixelům, jsou zařazeny jako vnitřní (patřící objektu).
- Jakmile objekt vyhledáme, je přebarven na červenou barvu.
- V objektu mohou vzniknout oblasti nezahrnuté konturou, je to z toho důvodu, protože kontrastní látka v nádoru není vychytávána homogenně (oblasti kde není kontrastní látka obsažena v takové míře, mohou naznačovat nekrotickou tkáň uvnitř nádoru) → tyto oblasti jsou součástí nádoru a vyoperují se s nádorem, pokud je to možné → tudíž tyto oblasti musíme zahrnout do kontury.
- Aby se tyto oblasti nezapočtené konturou započítaly do aktivní kontury, musí program oblast opět prohledávat pomocí „lavinového vyplňování“ a nalézt objekt patřící do kontury.

=> aplikace algoritmu hejna částic (PSO) rozpozná, zda se jedná o uzavřenou oblast uprostřed aktivní kontury (započte se do kontury), nebo zda se jedná o okolní tkáň (nezapočte se do kontury)

11.4 Volumetrie

Volumetrie již vyhledaného a označeného objektu aktivní konturou se počítá následujícím způsobem:

- Zjištění počtu pixelů obsažených v aktivní kontuře (pixely přebarvené na červenou)
- Rozměr pixelu je převeden na milimetry podle skutečné velikosti originálního obrazu MRI
- Reálná velikost obrazu je 190 x 255 (tento údaj byl zjištěn v prohlížeči K-Packs umožňující číst DICOM obrazy)
- Po přepočtení pixelů je možné spočítat plochu objektu
- Plocha se následně vynásobí výškou řezu, plochy s výškou řezu se sečtou → čímž dostaneme objem objektu

11.5 Aplikace algoritmu hejna částic

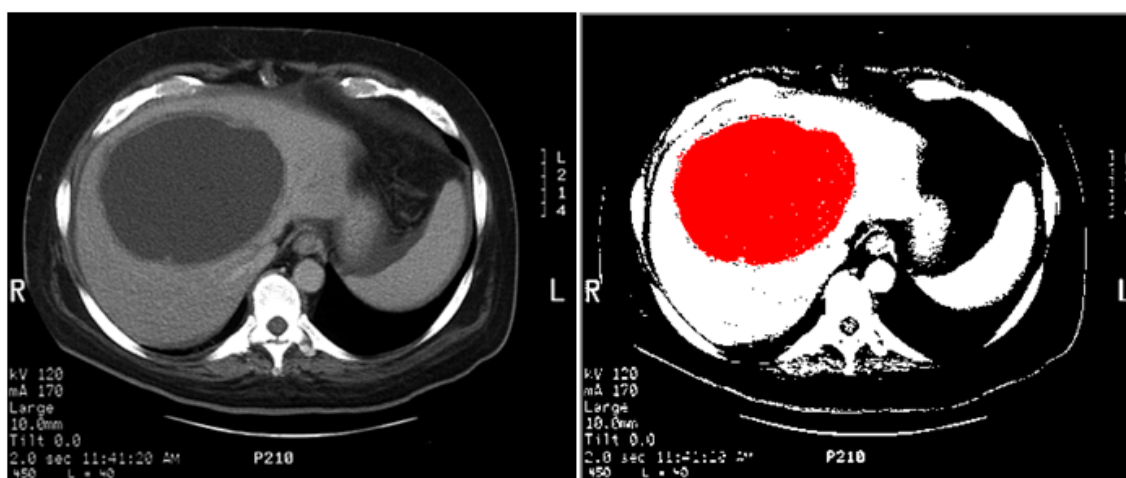
U algoritmu je potřeba nalezení dvou vhodných parametrů. Prvním parametrem je počet nezlepšených průchodů algoritmu aktivní konturou. Druhým je minimální velikost nezařazené oblasti v aktivní kontuře.

První průchod hledá v aktivní kontuře minimální velikost nezařazené oblasti. Pokud je nalezena oblast, je vyplněna. A znovu se hledá oblast o kousek větší, opět s plným počtem nezlepšených průchodů. Pokud již nejsou nalezeny oblasti k vyplnění, po daném počtu nezlepšených průchodů se PSO ukončí.

11.6 Vytvoření modulu ve FOTOM^{NG}

V této části popíšu jednotlivé části modulu a prostředí, ve kterém se celý program nachází. FOTON^{NG} obsahuje spoustu modulů umožňujících segmentaci obrazu, 2D modelování, 3D modelování a další. Díky modulu, který jsem zde vytvořila, bude možné provádět i segmentaci tumoru mozku ze snímků magnetické rezonance. Mým úkolem je sice segmentace nádoru mozku, ale je možné tento software použít i na jiné patologické objekty v lidském těle. Můžeme využít i snímky z počítačové tomografie.

Na Obrázek 16 vidíme CT snímek jater. Vlevo je snímek originální, tak jak jej vidíme po naskenování počítačovým tomografem. Vpravo je použit na zpracování obrazu náš software, který dobře vyznačil oblast patologického nálezu. Při výpočtu volumetrie na tomto jednom řezu bylo zjištěno, že plocha patologického nálezu je 5165.16 mm². Objem při šířce řezu 10mm je 51.65 cm³.



Obrázek 16: CT snímek jater s patologickým nálezem (vlevo originál [32], vpravo s aktivní konturou z tohoto modulu)

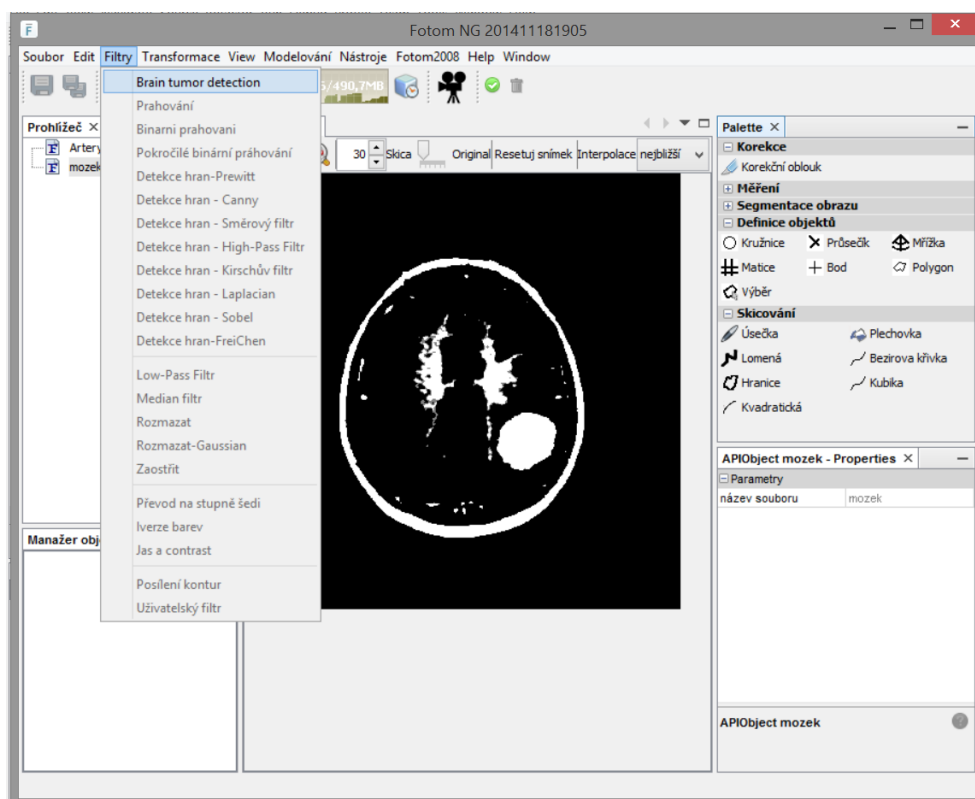
Obrázek 17 ukazuje rentgenový snímek kolena s patologickým nálezem pod čéškou. U rentgenových snímků samozřejmě nemůžeme zjistit objem patologické léze, ale můžeme zjistit plochu a to může pomoci lékařům v diagnostice a řešení onemocnění. Stejným způsobem je možné program aplikovat na mamografické snímky.



Obrázek 17: Ukázka lokalizace patologického nálezu na rentgenovém snímku (originál vlevo [33], úprava vpravo)

11.7 Brain Tumor Detection ve FOTOM^{NG}

Prostředí programu FOTOM^{NG} je na Obrázek 18. Moduly, které se do tohoto programu přidávají, se umísťují do Menu lišty nahoře v okně nebo do složek Filtry, Transformace či modelování. Další možnost je okno Palette vpravo. Pod oknem Palette, se nachází okno Parametry, kde se mohou zobrazovat upravitelné parametry funkcí jednotlivých modulů.

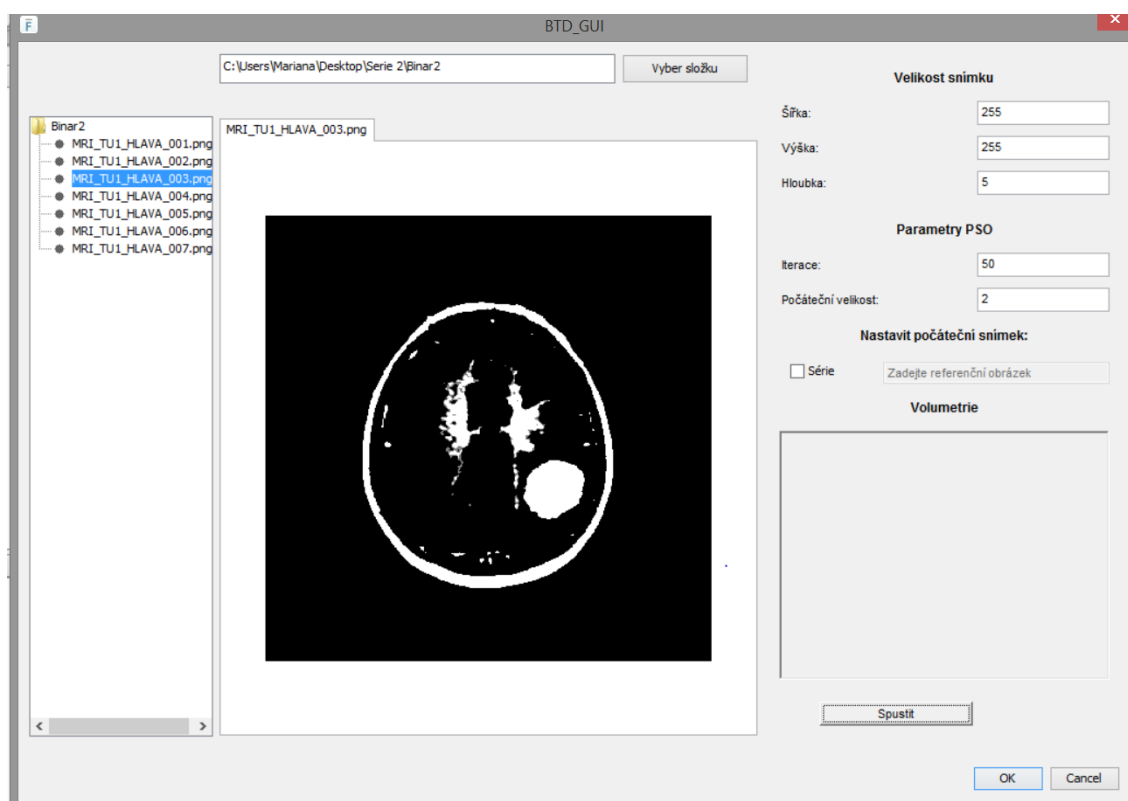


Obrázek 18: Prostředí programu FOTOM^{NG}

Modul, který jsem vytvořila, bylo lepší nejdříve naprogramovat do čisté Java aplikace na platformě NetBeans, protože program FOTOM^{NG} je stále ve vývoji a ne všechny jeho moduly pracují bezchybně. Proto jsem se rozhodla vytvořit v základním prostředí programu, pouze tlačítko s názvem mého modulu Brain Tumor Detection. Při kliknutí na toto tlačítko se rozbálí vlastní okno ovládání tohoto modulu. GUI (uživatelské rozhraní) můžeme vidět na Obrázek 19.

GUI Brain Tumor Detection je strukturováno podobně jako tomu je v hlavním programu. V horní liště je potřeba vybrat složku s obrázky, které chceme zpracovat. Složka se nám pak rozbálí vlevo okna tak, aby bylo možné vybrat snímek, který chceme. Středový panel slouží pro zobrazení snímku. Vlevo se nachází panel určený pro nastavení veškerých potřebných parametrů:

- Parametrů snímku
- Algoritmu PSO
- Nastavení počátečního snímku pro sériové zpracování
- Okno pro zobrazení výsledků



Obrázek 19: Prostředí modulu Brain Tumor Detection

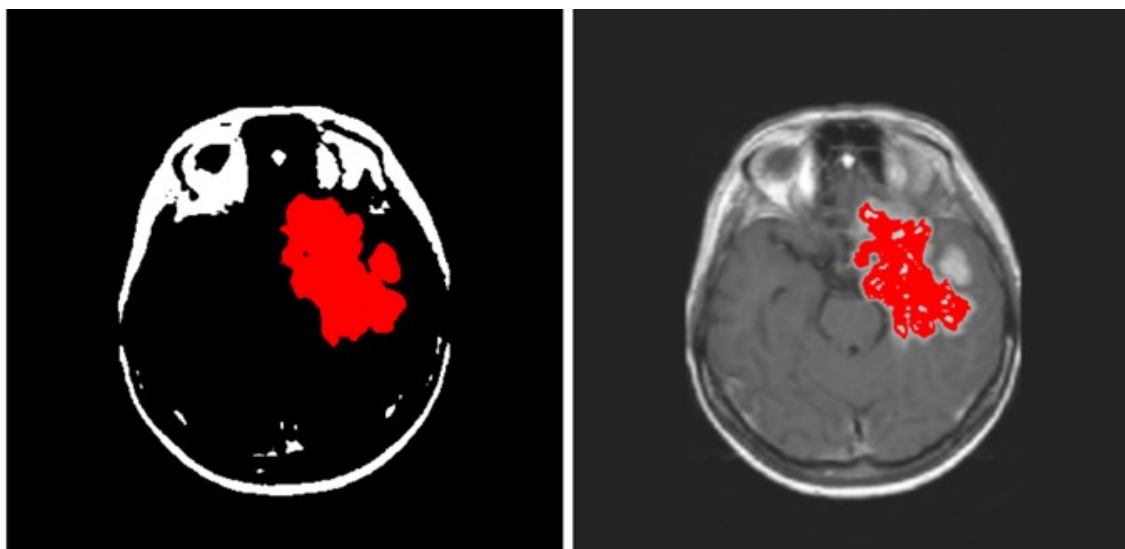
Proto, aby mohly být snímky zpracovány v modulu Brain Tumor Detection je potřeba provést předzpracování obrazu. Pro spuštění celého mého programu je tedy dobré provést binární prahování. Tuto metodu jsem zvolila, protože nádory jsou velmi členité a ne vždy vychytají kontrastní látku rovnoměrně. Binární prahování nám tedy zařídí, že nádor je většinou

podle vychytání kontrastní látky v celém objemu stejné barvy (bílé). Pro funkčnost programu je nyní jednodušší co nejpřesněji vykreslit konturu. Binární prahování je využito z programu FOTOM^{NG}. Snímek lze také zpracovat bez binárního prahování, ale účinnost aktivní kontury prudce klesá, jak můžeme vidět na Obrázek 20. Snímek s objektem ke zpracování převádíme na typ RGB, a to z toho důvodu aby se mohla kontura zbarvit do červena. Jestliže zůstane obrázek ve stupních šedi pak i kontura bude šedá.

Vpravo na Obrázek 20 je snímek před úpravou binárním prahováním. Jasně jde vidět, že kontura nebyla schopna zahrnout nádor v celém jeho objemu. Část objemu nezaregistrovala vůbec a v objemu, který detekovala, vynechala spoustu částí obrazu s vyšším jasnem pixelu než ty okolní. To samé se dá říci i o okraji nádoru až na to, že zde kontura nezahrnula pixely s nižším jasnem, než byl počáteční pixel, do kterého jsme klikli. Toto nám také dokazují výsledné naměřené hodnoty ploch a objemů u obrázku bez předzpracování obrazu a s předpracováním obrazu. Kontura aplikovaná na obrázek upravený binárním prahováním je o 63 % přesnější jak při měření plochy tak při měření objemu.

Tabulka 2: Hodnoty objemů snímků s předzpracováním obrazu a bez předzpracování

	S předzpracováním	Bez předzpracování
Plocha:	2456,27mm ²	1506,2 mm ²
Objem:	14,74 cm ³	9,03 cm ³



Obrázek 20: Porovnání zpracování obrazu s a bez předzpracování obrazu.

Pokud jsou snímky předzpracovány, tak je možné po otevření okna modulu Brain Tumor Detection vybrat složku se snímky a označit snímek. Ještě před tím, než dáme snímek zpracovat, navolíme potřebné parametry ke zpracování.

První skupinou zadávaných parametrů jsou skutečné rozměry obrazu, tak jak je naskenuje magnetická rezonance při vyšetření. Rozměry se zadávají v milimetrech a to šířku a výšku obrazu a také šířku řezu (hloubku) snímku. Tyto parametry jsou důležité pro správné vypočtení plochy a objemu.

Druhá skupina parametrů se týká algoritmu PSO. Tyto parametry se pokaždé měnit nemusí, ale pokud je potřeba, je možné nastavit tyto parametry do požadované hodnoty. Prvním parametrem je provedený počet iterací. Tento počet nám říká, kolikrát bude program prohledávat oblast aktivní kontury, dokud neskončí. Pokud program narazí na oblast, která není zařazena do kontury, ale kolem této oblasti kontura je (tedy jedná se o díru v kontuře), pak ji vyhledá a zařadí ke kontuře (přebarví na červeně). Po zaplnění díry opět probíhá stanovený počet iterací. Pokud proces iterací není přerušen další dírou tak skončí. Druhým nastavitelným parametrem je hodnota vyjadřující jakou minimální velikost díry v kontuře má algoritmus hledat a zaplnit. Tento údaj se udává v promilích.

Třetí část panelu parametrů se týká naší činnosti, pouze pokud chceme spustit sérii snímku ke zpracování najednou. Zaškrtně se políčko Série a nastaví se název snímku, ze kterého chceme sérii začít zpracovávat (referenční snímek).

V panelu výsledků zobrazíme plochu a objem získaný ze zpracování obrazu.

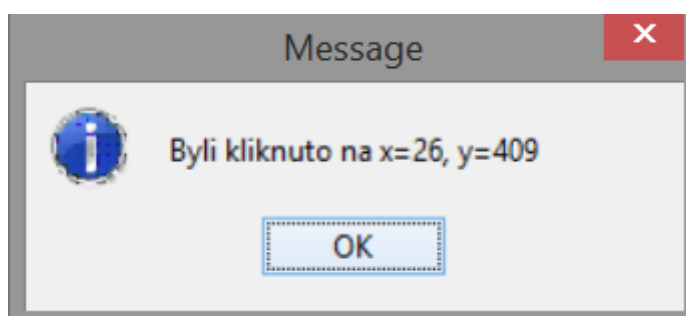
Volumetrie		
Plocha obrázku 0:	552,8809	mm2
Celkový objem s PSO:	3317,2852	mm3
Celkový objem bez PSO:	3032,5928	mm3

Obrázek 21: Zobrazení výsledků volumetrie

Pokud jsme nastavili všechny parametry, a provedly jsme předzpracování obrazu, klikne uživatel do oblasti, kterou chce zpracovat. Ve chvíli kdy uživatel klikne, určí se souřadnice místa, do kterého uživatel kliknul a program otevře okno pro potvrzení souřadnic, (Obrázek 22). Po potvrzení se během chvilky zpracuje obraz a můžeme vidět červeně vykreslenou konturu. Z této kontury se vypočte plocha a objem podle hodnot zadaných jako reálné rozměry snímku. Objem se vypočte ve dvou variantách (Obrázek 21):

- S použitím evolučního algoritmu PSO
- Bez použití evolučního algoritmu PSO

Údaj, který udává objem bez použití algoritmu je užitečný pro hodnocení účinnosti PSO v této práci, ale pro lékaře je mnohem podstatnější údaj s aplikací PSO.



Obrázek 22: Potvrzení kliknutí do oblasti zpracování

11.8 Porovnání kontur ve FOTOM^{NG}

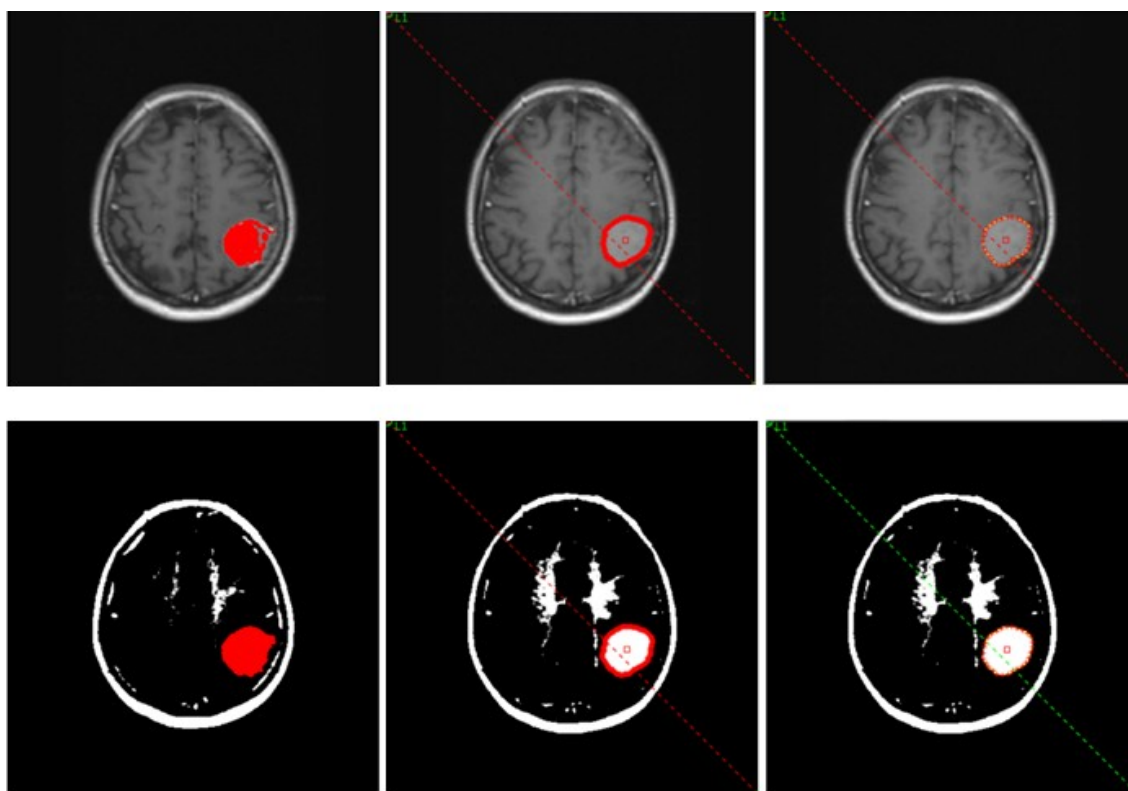
Jak již bylo zmíněno, výše program má již v sobě obsaženy jiné aktivní kontury, a to Parametrickou aktivní konturu a Fast Marching Level Set. Porovnání proběhlo na stejném snímku, aby se daly hodnoty srovnávat.

Na výsledcích můžeme vidět změřené plochy nádorů. Bez úprav je nejméně přesná metoda vyplňování oblastí. Naopak při úpravě Binárním prahováním měla tato metoda nejvyšší hodnoty. Fast Marching Level set měl také výraznější přesnost při binárním prahování. V případě parametrické aktivní kontury nebyl tak markantní rozdíl pokud se jedná o upravený či neupravený snímek, ale také nebyl tak přesný. U parametrické kontury je to dáno tím, že je potřeba, aby uživatel počáteční konturu nakreslil ručně. Každý uživatel tedy konturu nakreslí jinak a s jinou přesností. U metody vyplňování oblastí se zase vše odvíjí od intenzity jasu pixelů. Avšak u všech metod záleží na tom, jak uživatel provede předzpracování obrazu, a to je závislé na jeho subjektivním vnímání snímku. Z tohoto tedy vyplývá, že použitím ani jedné z kontur nedosáhneme 100% přesného výsledku.

Parametrická aktivní kontura a Fast Marching Level Set jsou z uživatelského hlediska složitější. K vytvoření těchto kontur je zapotřebí dalších nástrojů, které musí uživatel nastavit ručně, aby bylo možné vypočíst obsah oblastí. K vypočtení obsahu je potřeba polygonu a vřícovacích bodů. Vřícovací body nám umožňují zadat reálnou velikost snímku a tím i převod na milimetry. Polygon vyznačí oblast kontury. V mém vytvořeném modulu těchto nástrojů, které musí uživatel zvolit manuálně, není potřeba. Po zadání reálných vzdáleností obrazu a kliknutí do oblasti, kterou chceme hodnotit, se již kontura a volumetrie vytvoří automaticky bez dalších potřebných nástrojů.

Tabulka 3: Plochy jednotlivých druhů aktivních kontur

	Metoda vyplňování oblastí	Fast Marching Level Set	Parametrická aktivní kontura
Snímek bez úpravy:	712 mm ²	811 mm ²	836 mm ²
Snímek s úpravou:	901mm ²	880 mm ²	861 mm ²



Obrázek 23: Metody aktivních kontur bez předzpracování obrazu a s použitím binárního prahování (vlevo – vyplňování oblastí, střed – Fast Marching Level Set, vpravo – parametrická aktivní kontura)

Ve všech případech tohoto zpracování nám záleží na tom docílit co nejpřesnější lokalizace. Pokud je nádor operabilní, tak lékař nádor vyoperuje s určitým bezpečnostním lemem, aby si byl jistý, že v okolních tkáních nezůstala žádná nádorová buňka. A i přesto se ještě provede ozáření oblasti, aby tomu tak opravdu bylo. Proč je tedy důležité co nejpřesnější ohraničení? Protože pokud známe přesnou lokalizaci, může tento bezpečnostní lem být přesnější a ušetřit více zdravé tkáň.

12 Výsledky

Z naprogramovaného segmentačního modulu bylo možné získat dvě skupiny dat. První skupinou dat jsou plochy a objemy nádoru z jednotlivých řezů MRI sekvence mozku. Druhou skupinou je objem získaný z celé série. Můžeme tedy porovnat, zda jsou objemy získané z obou metod stejné.

12.1.1 Plochy a objemy nádorového objektu v řezu

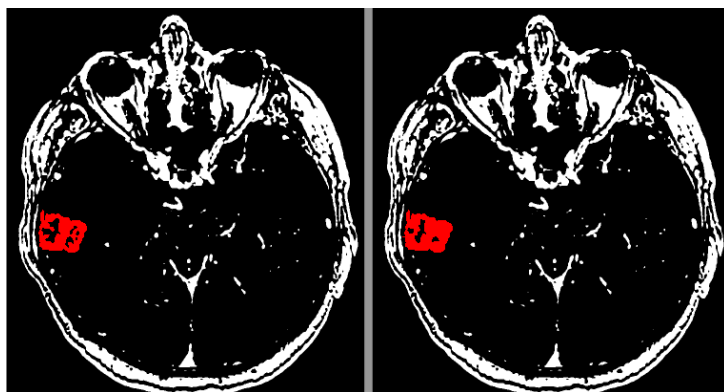
V následujících tabulkách (Tabulka 4, Tabulka 6, Tabulka 7) vidíme získané plochy a objemy jednotlivých řezů. Plochy z jednotlivých řezů se mohou výrazně lišit, protože nádory jsou velmi členité a libovolného tvaru. Objemy jsou vypočteny z plochy nádoru vynásobené šířkou řezu jednoho snímku. Získali jsme tak objem, který je zachycen na jednom snímku ze série MRI.

Celkový objem z jednotlivých řezů je vypočten sečtením jednotlivých objemů řezů. Výsledky jsou zapsány v Tabulka 8.

Např.: Série 2: $3,20 + 5,47 + 5,59 + 3,24 + 1,78 = 19,27 \text{ mm}^3$
 $\text{plocha} \cdot \text{výška řezu} + \text{plocha} \cdot \text{výška řezu} + \dots = \text{celkový objem}$

V tabulkách s výsledky najdeme plochu, objem s aplikací evolučního algoritmu a objem snímku bez evolučního algoritmu. Proto, aby bylo možné získat plochy, a objemy je třeba znát reálné rozměry snímků, které jsou zaznačené na začátku tabulky.

Ve sloupci objemů bez PSO jsou kontury s volnými místy uvnitř kontury. Jak funguje PSO, můžeme vidět na Obrázek 24. Vlevo je vytvořená kontura nádoru bez evolučního algoritmu. V kontuře vidíme hodně vzniklých děr, které však do kontury patří. Vpravo je kontura nádoru s použitím algoritmu PSO, kde je zaplnění výrazně lepší. Objem vlevo je $2,79 \text{ cm}^3$, kdežto objem vpravo je $3,12 \text{ cm}^3$. Algoritmus tedy splňuje svůj účel a optimalizuje konturu, není však 100% účinný. Evoluční algoritmus umožnil zlepšit konturu o 12%. Účinnost kontury lze upravit parametry - počet iterací a počáteční velikost vyhledávané oblasti v pixelech.



Obrázek 24: S použitím PSO a bez použití PSO

Tabulka 4: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 1

Výsledky volumetrie			
Reálné velikosti:	šířka: 255, výška: 255 hloubka: 5		
Snímek:	Série 1:		
	Plocha [mm ²]	Objem [cm ³]	Objem (bez PSO) [cm ³]
1	198,44	0,99	0,99
2	402,83	2,01	1,66
3	349,25	1,75	1,57
4	531,82	2,66	2,43
5	529,83	2,65	2,38
6	642,95	3,21	2,90
7	324,45	1,62	1,56
8	277,81	1,39	1,33

Tabulka 5: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 2

Výsledky volumetrie			
Reálné velikosti:	šířka: 260, výška: 260 hloubka: 6		
Snímek:	Série 2:		
	Plocha [mm ²]	Objem [cm ³]	Objem (bez PSO) [cm ³]
1	533,60	3,20	3,20
2	911,27	5,47	5,47
3	931,57	5,59	5,59
4	539,29	3,24	3,24
5	296,04	1,78	1,78

Tabulka 6: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 3

Výsledky volumetrie			
Reálné velikosti:	šířka: 260, výška: 260 hloubka: 6		
Snímek:	Série 3:		
	Plocha [mm ²]	Objem [cm ³]	Objem (bez PSO) [cm ³]
1	529,54	3,17	3,17
2	934,42	5,61	5,56
3	1430,67	8,58	8,58
4	2468,23	14,81	14,71
5	1723,05	10,33	10,30
6	867,82	5,20	5,20
7	350,45	2,10	2,10

Tabulka 7: Číselné hodnoty plochy a objemu v jednom snímku série 4

Výsledky volumetrie							
Reálné velikosti:	šířka: 191, výška: 255 hloubka: 1						
Snímek:	Série 4:						
	Plocha [mm ²]	Objem (PSO) [cm ³]	Objem (bez PSO) [cm ³]		Plocha [mm ²]	Objem [cm ³]	Objem (bez PSO) [cm ³]
1	120,52	0,12	0,12	25	666,28	0,66	0,58
2	276,12	0,27	0,27	26	632,77	0,63	0,58
3	363,14	0,36	0,36	27	631,21	0,63	0,58
4	424,70	0,42	0,36	28	390,67	0,39	0,38
5	400,03	0,40	0,33	29	739,79	0,74	0,66
6	391,45	0,39	0,34	30	755,12	0,76	0,69
7	385,48	0,39	0,32	31	759,53	0,76	0,69
8	429,64	0,43	0,35	32	716,67	0,72	0,69
9	278,72	0,28	0,24	33	689,92	0,69	0,64
10	283,65	0,28	0,25	34	623,68	0,62	0,59
11	293,26	0,29	0,27	35	654,59	0,65	0,62
12	408,34	0,41	0,37	36	580,30	0,58	0,54
13	492,76	0,49	0,48	37	460,81	0,46	0,44
14	378,98	0,38	0,37	38	448,34	0,45	0,42
15	380,02	0,38	0,37	39	443,41	0,44	0,43
16	341,32	0,34	0,34	40	390,93	0,39	0,39
17	344,18	0,34	0,33	41	404,44	0,40	0,38
18	530,42	0,53	0,46	42	450,42	0,45	0,40
19	566,27	0,57	0,53	43	477,17	0,48	0,45
20	667,58	0,67	0,63	44	534,58	0,53	0,48
21	680,57	0,68	0,62	45	458,99	0,46	0,45
22	610,69	0,61	0,55	46	496,14	0,50	0,47
23	396,91	0,40	0,38	47	360,02	0,36	0,34
24	665,24	0,67	0,59	48	226,51	0,22	0,22

12.1.2 Objemy nádorů z jednotlivých řezů

V Tabulka 8, Graf 2 jsou celkové objemy nádoru vypočtené z jednotlivých objemů v řezu. Jednotlivé objemy jsou sečteny a je tak získán celkový objem nádoru. Tento objem je zkreslen, protože okrajové přechody mezi sečtenými objemy řezů jsou ostré. Ve skutečnosti jednotlivé řezy na okrajích na sebe plynule navazují. Z toho vyplývá, že čím užší budou řezy, tím bude přesnější volumetrie. Tento rozdíl můžeme pozorovat mezi sérií 1 a 4 (Graf 1). V těchto dvou sériích se jedná o stejný nádor, ale je snímán jinou sekvencí. V sérii 1 je 8 snímků se šířkou řezu

5 mm. Zjištěný objem je 16,29 cm³. V sérii 4 je 48 snímků s šíří řezu 1mm, celkový objem je 23,06 cm³. Rozdíl mezi těmito dvěma sériemi je 6,77 cm³. Rozdíl mezi objemy je 30%.

Tabulka 8: Celkové objemy nádorů vypočtené z jednotlivých řezů

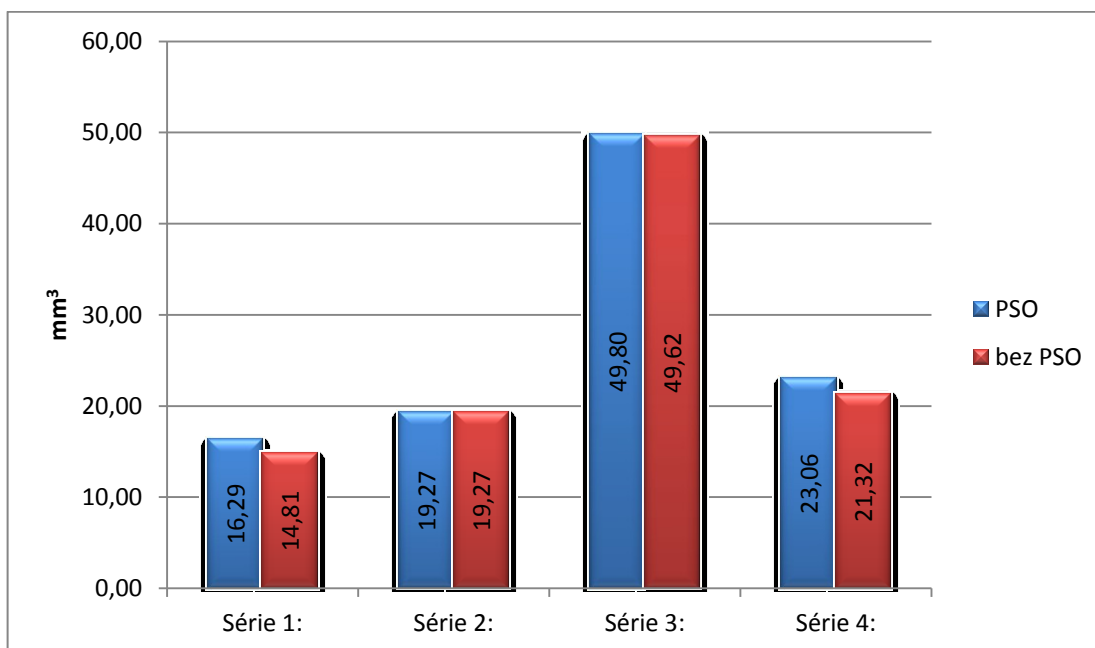
Snímek: Celkový objem v sérii 1:			Snímek: Celkový objem v sérii 2:		
8	s PSO	16,29 cm ³	5	s PSO	19,27 cm ³
	bez PSO	14,81 cm ³		bez PSO	19,27 cm ³
Snímek: Celkový objem v sérii 3:			Snímek: Celkový objem v sérii 4:		
7	s PSO	49,80 cm ³	48	s PSO	23,06 cm ³
	bez PSO	49,62 cm ³		bez PSO	21,32 cm ³



Graf 1: Porovnání sérií 1 a 4

Z Tabulka 8 a Graf 2 zjistíme, jak byl účinný evoluční algoritmus v jednotlivých sériích. V sériích 2 a 3 se jednalo o ohraničené meningeomy s rovnoměrně vychytanou kontrastní látkou. Díky rovnoměrnému jasů pixelů v celém rozsahu patologického objemu se předzpracování obrazu i samotná volumetrie prováděly snadněji. V případě série 1 a 4 je tomu jinak (jedná se o stejný nádor, rozdíl je pouze v šířce řezu série). Nádor je natolik členitý, že kontrastní látka v nádoru není vychytána rovnoměrně. Předzpracování obrazu je složitější a zde se také má šanci uplatnit evoluční algoritmus.

Tak tomu nasvědčují i výsledky z Graf 2. V sérii 2 nebylo použití PSO zapotřebí vůbec a v sérii 3 byl výsledný objem zlepšen pouze o 0,18 mm². Toto zlepšení činí pouze 0,36%. U třetího pacienta je použita série 1 se snímky po 5 mm šířky a série 4 se snímky po 1mm šířky. V sérii 1 došlo díky PSO k optimalizaci o 1,48 mm² což je 10%. O 1,74 mm² se optimalizoval objem v sérii 4. Série 4 je tedy zlepšena o 8,16%.



Graf 2: Účinnost PSO v jednotlivých sériích

12.1.3 Sériové zpracování snímků

V mém modulu je také možnost sériového zpracování sady snímků MRI. Tato funkce umožní zpracovat sadu snímků najednou. Fungování sériového zpracování je podobné, jako tomu je u zpracování jednotlivých snímků. Postup při zpracování snímku sériově je následující:

- Otevřeme složku se snímky, kterou chceme analyzovat
- Vybereme snímek „referenční snímek“
- Nastavíme reálné rozměry obrázku v milimetrech
- Označíme patologickou oblast kliknutím
- Dáme spustit
- Na okně s výslednou konturou se objeví záložky se zpracovanými snímky
- Snímky je možno uložit
- Pro ukončení klikneme na OK

Princip vykreslení více kontur z jednoho označení patologického objektu:

Kliknutím do patologické oblasti se zaznačí souřadnice, ze kterých se vytváří kontura. Při sériovém zpracování se tento bod promítne do snímku nad a pod počátečním referenčním snímkem. V těchto nových snímcích se taktéž vytvoří kontura a bod se zase promítne do dalšího snímku. Tento princip však není 100% funkční, protože nádory jsou členité a může se stát, že bod, který se promítá do snímku je promítnut mimo patologickou oblast. V takovémto případě se kontura na snímku nevytvoří, protože bod v daném místě není bílý, jak tomu bylo v referenčním snímku, ale černý. Tento jev má za následek, že ze série o 9 snímcích bude

zpracováno pouze 5. Další možností je, že nalezneme bílý bod, ale ne v oblasti patologické léze. Takovýto snímek také nemůžeme počítat do celkového objemu ze sériového zpracování.

Tento problém je zásadní pro sériové zpracování. Tento problém se mi bohužel vyřešit nepodařilo. Vyhodnocené snímky v sériích:

- Série 1: 6 snímků z 8 ($13,28 \text{ cm}^3$)
- Série 2: 4 snímky z 5 ($17,43 \text{ cm}^3$)
- Série 3: 5 snímků ze 7 ($42,43 \text{ cm}^3$)
- Série 4: 31 snímků ze 48 ($15,04 \text{ cm}^3$)

Šest snímků ze série 1 má celkový objem $13,49 \text{ cm}^3$. Tento objem téměř odpovídá těm samým snímkům z měření po jednotlivých snímcích - $13,28 \text{ cm}^3$. Rozdíl mezi hodnotami je $0,2 \text{ cm}^3$. Rozdíl je způsoben tím, že i při binárním prahování nebo úpravě kontrastu zůstávají některé pixely šedé. Okem však tyto pixely nepostřehneme. Při vytváření kontury pak záleží na algoritmu a stanoveném prahu, který je zde nastaven. S jakým jasem budou pixely ještě zavzaty do kontury a s jakým ne. Tento jev se objevuje především na okrajích patologického objektu. Hodnoty tedy odpovídají, protože rozdíl mezi objemy je minimální, ať už provádíme segmentaci a volumetrii po jednotlivých snímcích nebo v sérii. Jediným problémem je tedy jev, který je vysvětlen výše, což způsobí, že nejsou načteny všechny snímky série. Rozdíl hodnot v případě série 2 (4 snímky) je $0,6 \text{ cm}^3$. V sérii 3 (5 snímků) činí rozdíl $0,07 \text{ cm}^3$ a v sérii 4 (31 snímků) $0,38 \text{ cm}^3$. V sériích 1, 3 a 4 je odchylka objemů menší než $0,05\%$. Tento rozdíl je tedy zanedbatelný. V sérii 2 je odchylka objemů $0,1\%$, ale i tato odchylka je velmi malá.

13 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit nástroj v programu FOTOM^{NG}, který umožní zpracování snímků magnetické rezonance. V tomto případě se jedná o nádory mozku a jejich volumetrii. Důvod, proč jsem si tuto problematiku vybrala je, protože v současné době se v nemocnicích volumetrie nádorů mozku neprovádí.

V první řadě bylo třeba si dobře prostudovat fungování samotného programu FOTOM^{NG}. Samotný program je napsán jazyce Java na platformě NetBeans. A bylo také potřeba se seznámit s problematikou nádorů mozku, funkcí magnetické rezonance a segmentací obrazu. Teprve po prostudování těchto oblastí, bylo možné navrhnout postup řešení problému.

Pro řešení této problematiky jsem se rozhodla využít binárního prahování, aktivní kontury a evolučního algoritmu PSO. V programu se již nachází aktivní kontura, kterou by bylo možné využít, ale z důvodu složitosti nastavení a fungování této kontury jsem vytvořila konturu vlastní, založenou na metodě vyplňování oblastí. Vybrala jsem ji také proto, abych mohla proces detekce tumoru mozku co nejvíce zautomatizovat. U kontury, která již v programu existuje je potřeba oblast zájmu označit ručně, ručně upravit parametry a zadat reálné hodnoty snímku. A to vše za použití mnoha nástrojů. V případě mé kontury uživatel zadá reálné velikosti snímku a poté klikne do oblasti zájmu. Kontura i volumetrie se již provedou automaticky. Zmíněný algoritmus PSO je zde, aby optimalizoval vytvořenou konturu. Tento algoritmus je součástí aktivní kontury, takže se provádí také automaticky. Výhodou je, že evoluční algoritmus má upravitelné parametry, pokud uživatel zhodnotí, že by bylo úpravy zapotřebí.

V zadání práce bylo také to, že pokud se budou výsledky ze zpracování jednotlivých snímků jevit úspěšné, bylo by dobré pokusit se o zhodnocení vybrané sady snímků automatizovaně. V tomto programu se opravdu podařilo úspěšně lokalizovat a měřit na jednotlivých snímcích, a proto byl vytvořen nástroj pro sériové zpracování. Toto zpracování již tak úspěšné nebylo, protože jsem narazila na problém, který se mi nepodařilo vyřešit. Problém je podrobně popsán výše. Spočívá v tom, že se nemusí vytvořit kontura u všech snímků série.

Program byl testován na snímcích, které mi poskytl lékař. Skupina snímků sice nebyla dostatečně velká pro správné statistické vyhodnocení, ale i přesto jsou závěry zřejmé. První věc, na kterou bych ráda upozornila je to, že program lze využít nejen na zpracování snímků MRI, ale na zpracování jakýkoliv snímků s libovolným ohraničeným objektem zájmu.

Další věcí, kterou jsem ve své práci zjistila je ta, že výsledky detekce jsou výrazně lepší, pokud se snímek nějakým způsobem předzpracuje. V případě testování binárního prahování je rozdíl mezi neupraveným a upraveným snímkem až 63%. A takový rozdíl je už opravdu významný.

Vytvořila jsem porovnání mezi Parametrickou aktivní konturou, Fast Marching Level Set a mnou vytvořenou konturou. První dvě zmíněné kontury již byly součástí programu FOTOM^{NG}. Pokud jsem testovala na měření plochy snímky neupravené, pak nejhůře oblast

vyhodnotila má kontura. Ale naopak, pokud jsem provedla binární prahování, byla má kontura nejpřesnější. Jak se tedy ukázalo, binární prahování je v tomto případě vhodné pro předzpracování obrazu.

Všechny snímky, které jsem měla k dispozici, byly převedeny na binární prahování a jednotlivě u každého snímku byla vypočtena plocha a objem. Sečtením jednotlivých dílčích objemu jsem pak získala objem celkový. Další informací, která vyplynula z výsledků je ta, že čím jsou řezy snímků menší tím je přesnější objem. Snímky s milimetrovými řezy jsou o 30% přesnější, než-li snímky s řezem 5 mm.

Výše jsem zmínila, že je použit evoluční algoritmus PSO. Tento algoritmus se ukázal také jako užitečný, protože v případech kdy je nádor velmi členitý dokázal konturu zpřesnit až o 10%.

Poslední porovnání proběhlo mezi sériovým a jednotlivým zpracováním snímků. Sériové zpracování má problém zmíněný výše, a proto se porovnával pouze takový počet snímků, který byl sériovým zpracováním skutečně vyhodnocen (počet zpracovaných snímků byl menší než celkový počet snímků v serii). Rozdíly mezi celkovými objemy nádoru při obou typech zpracování byly však velmi malé. Nejvyšší odchylka mezi objemy byla naměřena v hodnotě 0,1%. Lze tedy říci, že sériové zpracování vypočítává volumetrii poměrně přesně.

Domnívám se, že jsem cíl své diplomové práce splnila, protože jsem prostudovala, popsala a zpracovala zadanou problematiku v zadaném rozsahu a dodržela zadání práce. Z výsledků mé práce lze říci, že tento nástroj může být velmi užitečný i přesto, že sériové zpracování není plně funkční. Tento problém je již velmi komplikovaný a mé dosavadní znalosti programování, jež jsem studiem získala, nejsou pro řešení tohoto problému dostatečné.

Seznam literatury

- [1] *Patologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 347 s., 24 s. barev. příl. ISBN 80-247-0785-3
- [2] Průvodce pacienta problematikou mozkových tumorů. *Krajská nemocnice T. Bati a.s.* [online]. 2012 [cit. 2014-11-11]. Dostupné z: http://www.kntb.cz/pruvodce-pacienta-problematikou-mozkovych-tumoru/#jak_je
- [3] 10. PRIMÁRNÍ NÁDORY CENTRÁLNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU (CNS). 2011, s. 18. Dostupné z: <https://www.mou.cz/10-primarni-nadory-centralniho...systemu-cns/f97>
- [4] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-807-3683-351.
- [5] Principy magnetickej rezonance. *MRI portál* [online]. 2010 [cit. 2014-11-11]. Dostupné z: http://www.mri-portal.com/princip_mr/vznik_mr_obrazu.php
- [6] Magnetická rezonance (1): Historie. Populárně naučný portál: POPULAR [online]. [cit. 2014-11-15]. Dostupné z: <http://popular.fbmi.cvut.cz/biomedicina/Stranky/Magneticka-rezonance-1---Historie.aspx>
- [7] LIČEV, Lačezar. *Analýza, modelování, rozpoznávání a vizualizace procesu měření objektů na snímcích*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2010, 125 s. ISBN 978-80-251-3296-8.
- [8] LIČEV, Lačezar, Lukáš KRAHULEC a Jan KRÁL. *Systém FOTOM 2009 na platformě NetBeans* [online]. 2010 [cit. 2014-11-15]. Dostupné z: http://gis.vsb.cz/GIS_Ostrava/GIS_Ova_2010/sbornik/Lists/Papers/CZ_1_8.pdf
- [9] Zobrazování pomocí MR (MRI): Základní pulsní sekvence a kontrasty v MRI. *Funkční magnetická rezonance / fMRI Brno* [online]. 2008 [cit. 2014-11-15]. Dostupné z: http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=14
- [10] VOLNÁ, Eva. *Evoluční algoritmy a neuronové sítě*. Ostrava, 2012. CZ.1.07/2.2.00/28.0245. Dostupné z: http://www1.osu.cz/~volna/Evolucni_algoritmy_a_neuronove_site.pdf. Projekt. Ostravská univerzita v Ostravě
- [11] ŠPANĚL, Michal a BERAN. *Obrazové segmentační techniky*. Brno, 2006. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>. Vysoké učení technické v Brně.

- [12] ROMÁNEK, Jakub. *METODY SEGMENTACE BIOMEDICÍNSKÝCH OBRAZOVÝCH SIGNÁLŮ V JAVĚ*. Brno, 2012. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=53769. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [13] HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. *Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice*. Vyd. 1. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012. 1 DVD-ROM. ISBN 978-80-248-2596-0.
- [14] SOCHOR, Jiří. Rastrové obrazy. In: *Rastrové obrazy* [online]. FI MU Brno, 1998 [cit. 2014-11-24]. Dostupné z: <http://www.fi.muni.cz/usr/sochor/M4730/RastrObraz/sld001.htm>
- [15] Volumetrie. *Universitas Masarykiana Brunensis* [online]. 2009 [cit. 2014-11-29]. Dostupné z: <https://telemedicina.med.muni.cz/auth/psychiatrie-morfologie-mozku/index.php/Volumetrie>
- [16] GORDILLO, Nelly, Eduard MONTSENY a Pilar SOBREVILLA. State of the art survey on MRI brain tumor segmentation. *Magnetic Resonance Imaging*. 2013, vol. 31, issue 8, s. 1426-1438. DOI: 10.1016/j.mri.2013.05.002. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0730725X13001872>
- [17] KUČERA, Jiří. Shluková analýza. [online]. [cit. 2014-10-22]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/172767/fi_b/5739129/web/web/kmeans.html
- [18] SKLENÁŘ, Vladimír. *SOFTWARE INŽENÝRSTVÍ*. Olomouc, 2007. Dostupné z: <http://phoenix.inf.upol.cz/esf/ucebni/syspro.pdf>. Učební text. Univerzita Palackého.
- [19] KOWKABZADEH, Koushyar. Evaluations of Tissue Segmentation of brain MR Images. 2010. Dostupné z: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/125991.pdf>
- [20] JANOUŠOVÁ, Eva. Statické metody segmentace v MRI obrazech mozku. 2008. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/184380/prif_b/Segmentace_v_MRI_obrazech_mozku.txt
- [21] DICOM. [online]. [cit. 2014-11-29]. Dostupné z: <http://medical.nema.org>
- [22] MR IDL library: Example programs: t1_weighted_sagittal_image_of_the_head. *MR physics*[online]. 2010 [cit. 2014-11-29]. Dostupné z: http://www.med.lu.se/klinvetlund/mr_physics/software/example_programs
- [23] MRI: Artifacts. *Cerego* [online]. [cit. 2015-01-01]. Dostupné z: <http://cerego.com/sets/729465>

- [24] KOUTNÁ, Marcela. *VEKTOROVÁ A RASTROVÁ GRAFIKA NA PC*. Orlová, 2006. Dostupné z: distančne.obaka-orlova.cz/PDF/VRG.pdf. Učební text. Obchodní akademie orlová.
- [25] ŠTĚDROVÁ, Zlata. *Grafika vektorová vs. bitmapová*. Praha, 2010. Dostupné z: http://lorenc.info/soubory/3MA481_pocitacova-grafika-teorie_xstez14.pdf. Semestrální práce. Vysoká škola ekonomická v Praze.
- [26] PAVEL, Luboš. *Bitmapová a vektorová grafika v praxi*. Praha, 2009. Dostupné z: <https://theses.cz/id/oxoczn/?lang=en;furl=%2Fid%2F0xoczn%2F>. Bakalářská práce. Bankovní institut vysoká škola Praha.
- [27] Bitmapová data, Vektorová data. *Glogster EDU* [online]. [cit. 2015-01-05]. Dostupné z: <http://vankovalup.edu.glogster.com/bitmapa-vektor/>
- [28] GALLAS, Matthias. Radiologická Společnost. *Magnetická rezonance (MR)* [online]. [cit. 2015-04-08]. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/informace-pro-pacienty/magneticka-rezonance-mr.html>
- [29] KLINIKA PMT – magnetická rezonance Brno. *Magnetická rezonance v Brně* [online]. [cit. 2015-04-08]. Dostupné z: <http://www.pmtbrno.cz>
- [30] Algoritmy počítačové grafiky. In: 3. *Vyplňování oblastí* [online]. [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <https://cent.felk.cvut.cz/courses/APG/skripta/kap03/kap03.html>
- [31] Metody pro vyplňování hranice nakreslené v rastru jsou obecně nazývány semínkové vyplňování. In: [online]. [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: http://www.is.mendelu.cz/eknihovna/opory/zobraz_cast.pl?cast=6352
- [32] ROZSYPAL, Hanuš. Infekce jater. *Virová jaterní onemocnění* [online]. 2003 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://www1.lf1.cuni.cz/~hrozs/hepat1.htm>
- [33] Heal. *Burzitida* [online]. 2013 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://ec.cotot.com/burzitida>

Seznam příloh

Přílohy uložené na DVD

- Zdrojové kódy
- Program FOTOM^{NG}
- Programátorská příručka ve formě JavaDoc
- Uživatelská příručka
- Snímky použité při testování modulu